

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNERHALTUNG UND

PARODONTOLOGIE

DIREKTOR: PROF. DR. G. SCHMALZ

DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN

DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Thema: Einfluss verschiedener Keramiken in verschiedenen Schichtstärken auf
die Polymerisation eines selbstadhäsiven Befestigungskomposits.

EINE IN VITRO STUDIE

ZUR ERLANGUNG DES DOKTORGRADES

DER ZAHNMEDIZIN

DER

FAKULTÄT FÜR MEDIZIN

DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

VORGELEGT VON

Christoph, Hasenberger

Martinstödling

2011

Dekan:

Prof. Dr. Bernhard Weber

1. Berichterstatter:

Prof. Dr. med. dent. Gottfried Schmalz

2. Berichterstatter:

Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert

Tag der mündlichen Prüfung:

Donnerstag 09.Juni.2011

1. Einleitung.....	6
2. Literaturübersicht.....	9
2.1. Komposite und Kompositbefestigungssysteme.....	9
2.1.1. Zusammensetzung und Eigenschaften	9
2.1.2. Adhäsive Befestigung.....	10
2.1.3. Einteilung der Befestigungskomposite.....	11
2.2. Polymerisation	12
2.2.1. Chemisch härtende Komposite.....	13
2.2.2. Lichthärtende Komposite.....	13
2.2.3. Dual härtende Komposite	15
2.3. Initiatorsysteme.....	15
2.3.1. Dibenzoylperoxid- Amin- System.....	16
2.3.2. Photoinitiatorsysteme	17
2.3.2.1. Kampherchinon.....	17
2.3.2.2. 1-Phenyl-1,2-Propandion	18
2.3.2.3. Lucerin TPO.....	18
2.3.3. Prinzip der Photopolymerisation	19
2.4. Polymerisationsgeräte.....	20
2.4.1. Polymerisationslicht von Halogenlampen	20
2.4.2. Polymerisationslicht von Plasmalampen	21
2.4.3. Polymerisationslicht von LED-Lampen	22
2.5. Keramiken.....	23
2.5.1. Einteilungen und Eigenschaften	25
2.5.1.1. Silikatkeramik.....	25
2.5.1.2. Oxidkeramik.....	26
2.5.2. Herstellungsverfahren	29
2.5.2.1. Additiv formgebende Verfahren	29
2.5.2.1.1. Sintertechnologie.....	30
2.5.2.1.2. Gießen und Pressen	30
2.5.2.2. Subtraktive formgebende Herstellungsverfahren.....	31
2.5.2.2.1. CAD/CAM Technik	31
2.5.2.2.2. Cerec System.....	31
2.6. In vitro Testverfahren	32

2.6.1. Durchhärtetiefe	33
2.6.2. Härteprüfung	34
2.6.2.1. Härtebegriff	34
2.6.2.2. Härteprüfverfahren	34
2.6.2.3. Statische Härteprüfung nach Vickers	35
2.6.2.4. Polymerisationsgrad und Härte	37
3. Fragestellung	38
4. Material und Methoden	39
4.1. Versuchsdesign im Überblick	39
4.2. Keramik	41
4.3. Polymerisationsgerät	43
4.4. Versuchsdurchführung	43
4.5. Bestimmung der Durchhärtetiefe nach ISO 4049	45
4.6. Bestimmung der Vickershärte	45
4.6.1. Einbetten der Proben	45
4.6.2. Ausarbeitung und Politur	46
4.6.3. Messung der Vickershärte	46
4.7. Statistische Auswertung	47
4.7.1. Paarweiser Vergleich der Prüfgruppen	47
5. Ergebnisse	49
5.1. Emissionsspektrum und Lichtleistung	49
5.1.1. Bluephase16i	49
5.2. Vickershärte	51
5.3. Durchhärtetiefe	62
6. Diskussion	66
6.1. Methoden	67
6.1.1. Vickershärte als Maß der Polymerisation	67
6.1.2. Durchhärtetiefe als Maß der Polymerisation	68
6.1.3. Prüfkörperherstellung	69
6.1.4. Lichtintensität und Beleuchtungsdauer	70
6.2. Vickershärte	71
6.2.1. Einfluss der Lichtaktivierung	71
6.2.2. Einfluss der Keramikdicke	72
6.2.3. Einfluss der Keramik	73

6.2.4. Einfluss der Kompositschichtdicke	74
6.3. Durchhärtetiefe	75
6.3.1. Einfluss der Lichtaktivierung	75
6.3.2. Einfluss der Keramikdicke	76
6.3.3. Einfluss der Keramik	77
6.4. Schlussfolgerungen	77
7. Zusammenfassung	79
8. Tabellarischer Anhang	82
8.1. Ergebnistabellen	82
8.1.1. Durchhärtetiefe	82
8.1.2. Vickershärte	82
8.2. Signifikanztabellen	83
8.2.1. Lichtaktivierung vs. keine Lichtaktivierung	83
8.2.2. Vergleich Keramikdicken gegeneinander	84
8.2.3. Keramikarten gegeneinander	84
8.2.4. Kompositdicken gegeneinander (unabhängig)	85
8.2.5. Kompositdicken gegeneinander (abhängig – Wilcoxon)	86
9. Materialliste	87
10. Literaturverzeichnis	89
11. Danksagungen	99
12. Lebenslauf	100

1. Einleitung

Im Zeitalter der ästhetischen Zahnheilkunde, in dem zahnfarbene Restaurationen von unserer Gesellschaft immer mehr gefordert werden, sind keramische Materialien nicht wegzudenken. Stellte früher die Eingliederung von Inlays, Veneers und Inserts eine nicht tägliche Aufgabe für den Zahnarzt dar, so hat sich dies in den letzten zwanzig Jahren geändert und ist in der Praxis zu einem Routineablauf geworden.

In den meisten klinischen Fällen wird heute ein dualhärtendes (sowohl chemisch als auch durch sichtbares Licht polymerisierend) auf Bis-GMA basierendes Feinpartikelhybridkomposit zur adhäsiven Befestigung einer keramischen Restauration (Glaskeramik) verwendet. Es wird ein geeignetes Bonding System empfohlen, um Keramikflächen mit Schmelz und Dentin zu verbinden. Die neueste Generation von dualhärtenden Systemen verfolgt den Trend von selbstadhäsivem Komposit, um seine Handhabung noch weiter zu vereinfachen. Der Grund für den Trend in Richtung Dualhärtung liegt in der Abnahme der Aushärtung von ausschließlich lichtreagiblem Komposit bei der Bestrahlung durch Werkstücke aus Keramik und Komposit mit zunehmender Restorationsdicke und Kavitätestiefe. Strang et al. zeigten, dass Keramik 40% bis 50% des Nutzlichtes absorbiert, ein Verhalten, das mit zunehmender Dicke der Keramik weiter zunimmt und mit längeren Beleuchtungszeiten ausgeglichen werden muß. Auch absorbieren verschiedene Keramiktypen das Licht unterschiedlich, wobei Zirkonoxidkeramik am meisten Licht aufnimmt. Rueggeberg et al. (107,108,109) wiesen außerdem nach, dass die Belichtungszeit für mikrogefüllte, lichthärtende Composite größer sein muss als für hybridgefüllte dualhärtende Composite. Als Photoinitiator fungiert bei den meisten Kompositen in der Zahnheilkunde das alpha-Diketon Kampherchinon. Zwischen 450 und 490 nm liegt der notwendige Wellenlängenbereich, um Kampherchinon zur Bildung freier Radikale anzuregen, wobei die maximale Absorption bei 468 nm liegt. Daraus ergibt sich, dass ein gutes Polymerisationsgerät eben dieses Spektrum abdecken muß, um effektiv zu arbeiten und eine hohe Polymerisationsleistung zu erreichen. Die Strahlungsflussdichte am Austrittsfenster der im zahnärztlichen Bereich zur Verfügung stehenden Polymerisationsgeräte variiert in beträchtlichem Ausmaß. Dadurch entstehen in Bezug auf die klinische Qualität der Lichthärtung

Unsicherheiten bei der Anwendung der Polymerisationsgeräte und der anzuwendenden Zeiten. Der Polymerisationsgrad wird definiert als Zahl der Doppelbindungen, welche in Einfachbindungen überführt wurden. Ziel ist in jedem Fall ein hoher Polymerisationsgrad und damit eine adäquate Polymerisation. Drei essentielle Faktoren hierfür sind: korrekte Wellenlänge für Photoinitiation, ausreichende Lichtintensität und eine angemessene Belichtungszeit. Von Hofmann et al. (57) wurde die Korrelation zwischen Polymerisationsgrad und dem Produkt des Logarithmus aus Lichtintensität und Bestrahlungszeit diskutiert. Obwohl die Bedeutung zwischen Polymerisationszeit und Konversionsrate kontrovers erörtert wird, ist eine hohe Polymerisation ein wichtiger Faktor für Stabilität und Biokompatibilität. Eine geringe Polymerisation führt zu einem erhöhten Restmonomergehalt, zu ungünstigeren physikalischen Eigenschaften und somit zu einer verkürzten Lebensdauer. Des weiteren kann der erhöhte Restmonomergehalt, also ein geringer Konversionsgrad, zu Irritationen der Pulpa führen. Thonemann et al. wiesen in ihrer in vitro Studie über Randspaltverhalten von Keramikinlays bei dentinbegrenzten Kavitäten auf mögliche Randspaltbildung und eine erhöhte Gefahr von Sekundärkaries hin. Auch stellt die Entfernung zwischen Lichtaustrittsöffnung und Restauration ein Problem dar. Die Lichtintensität verhielt sich umgekehrt proportional zum Quadrat der Entfernung vom Lichtaustrittsfenster zur Oberfläche des zu beleuchtenden Materials (54). Durch das Abnehmen der Lichtintensität sinkt auch die Durchhärtetiefe. Um ein optimales Ergebnis zu erzielen wird angestrebt, den Lichtleiter direkt auf die Restauration zu setzen. Problematisch hierbei ist der eingeschränkte Zugang zum Molarenbereich und die Distanz zwischen Lichtaustrittsfenster und Boden der approximalen Kavität von teilweise mehr als 8 mm (54).

Auch die Farbe des Komposits beeinflusst den Polymerisationsgrad. Je pigmentierter das Komposit, desto weniger tief ist die Aushärtung. Weiterhin besitzen Mikrofüller einen höheren Lichtstreuungseffekt aufgrund ihrer kleineren Füllkörper und der damit verbundenen höheren Absorption eine schlechtere Konversion als konventionelle Makrofüller (57).

Speziell bei sehr dünnen Restaurationen wie zum Beispiel Veneers verzichten einige Zahnärzte auf einen Katalysator, da dieser Amin-Anteile enthält, wodurch er bei Aushärtung leicht gelblich wird und sich dadurch nachteilig auf die Ästhetik auswirkt.

Ziel der folgenden Studie war es, den Polymerisationsgrad eines selbstadhäsiven Befestigungskomposits nach Lichteinleitung durch verschieden transluzente Keramiken zu untersuchen. Als Parameter für den Polymerisationsgrad dienen Vickershärte und Durchhärte tiefe.

2. Literaturübersicht

2.1. Komposite und Kompositbefestigungssysteme

Als ästhetische Alternative zu Silikatzementen und unverstärkten Methylmethacrylaten zur direkten Füllung anteriorer Defekte wurde in den 1960 Jahren das Komposit auf Bis-GMA-Basis eingeführt. Rose et al. stellten fest, dass in Polymethacrylaten eingebaute inerte Füllstoffe zu einer Reduktion der Polymerisationsschrumpfung, der thermischen Expansion und der Wasseraufnahme führten (112). Bowen entwickelte 1962 ein experimentelles Dimethacrylatmonomer durch die Reaktion von Bisphenol A und Glycidyl-Methacrylat, das sogenannte Bowen- Monomer (19). Dieses hochmolekulare Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA) mit geringer Polymerisationsschrumpfung ist noch heute Hauptbestandteil vieler Komposite und Kompositbefestigungssysteme.

2.1.1. Zusammensetzung und Eigenschaften

Kompositbefestigungssysteme bestehen aus einem Adhäsivsystem und einem Komposit, welches sich im Allgemeinen aus einer organischen Matrix, der dispersen Phase und der Verbundphase zusammensetzt.

Der größte Teil der organischen Matrix besteht aus multifunktionellen Methacrylaten (z.B. TEGDMA, UDMA, Bis-GMA, Bis-EDMA) mit der Grundformel MA-R-MA. Das mit R bezeichnete Zwischenglied steht für aliphatische oder aromatische Ketten. Dieses zentrale Molekül ist für die mechanisch-physikalischen Eigenschaften, die Wasseraufnahme, die Schrumpfung, den Konversionsgrad sowie die Viskosität von entscheidender Bedeutung. Die Monomere zeichnen sich durch ihre reaktiven ungesättigten Doppelbindungen aus, welche im Zuge der Polymerisation miteinander reagieren und ein dreidimensionales Netzwerk bilden. Wichtigster Vertreter dieser

Gruppe ist das Diacrylat Bis-GMA, das durch seine beträchtliche molekulare Größe erheblich zur Reduktion der Polymerisationsschrumpfung beiträgt.

Um eine geeignete Viskosität und Verarbeitbarkeit zu erreichen, wurden den Kompositen noch andere, sogenannte Verdünnermonomere, wie z.B. niedermolekulares TEGDMA, zugesetzt.

Außerdem enthält die organische Matrix im nichtgehärteten Zustand noch Initiatoren (z.B. Kampherchinon), Akzeleratoren (z.B. aromatische Amine), Stabilisatoren (sterische Phenole, z.B. Hydrochinonmonomethylether), organische und anorganische Pigmente (z.B. Eisenoxid) sowie andere Additive (19).

Die disperse Phase wird aus anorganischen und teils organischen Füllstoffen gebildet. Diese sind Quarzpartikel, pyrogenes Siliziumdioxid, Strontium-, Silikat- oder Bariumgläser (67), welche je nach Füllkörpergröße das Komposit in Makro-, Mikro- oder Hybridkomposit unterteilt. Die Größe der Füllpartikel beeinflusst maßgeblich die Härte und Polierbarkeit des Materials. Die heute vornehmlich eingesetzten Hybridkomposite bestehen aus splitterförmigen Makrofüllern in Form von Gläsern oder Glaspartikeln (0,8-5 μm) und kugelförmigen Mikrofüllern aus Siliziumdioxid (0,04 -0,15 μm), welche durch Flammenpyrolyse oder Präzipitation gewonnen werden. Der Füllstoffgehalt variiert zwischen 60-88 Vol. %.

Das Bindeglied zwischen organischer Matrix und disperser Phase bildet die Verbundphase. Es handelt sich hierbei um copolymerisierende, bifunktionelle Silane, die über Silangruppen (Si-OH) die Füllpartikel beschichten und sich mit ihren Methacrylatgruppen an die Kompositmatrix binden (19). Die Verbundphase ist für die materialbedingte Haltbarkeit und Abrasionsbeständigkeit eines Komposites verantwortlich.

2.1.2. Adhäsive Befestigung

Ein Großteil der heute verwendeten zahnfarbenen Werkstoffe für indirekte Restaurationen wird derzeit adhäsiv eingegliedert. Dieser Befestigungsart kommt

besondere Bedeutung zu, da der dauerhafte, unlösbare Verbund zwischen den beteiligten Substanzen als „Schlüssel zum Erfolg“ von manchen zahnfarbenen Systemen angesehen wird. Jedoch ist dieses Verbundsystem sehr komplex, da hier sehr unterschiedliche Substratflächen miteinander verbunden werden müssen.

Die adhäsive Verankerung durch Komposite ermöglicht einen kraftschlüssigen, dauerhaften und stabilen Verbund zwischen Keramiksyste men (hier: Glaskeramiken) und Zahnhartsubstanz (106). Beim adhäsiven Einsetzen von Keramik wird die Restauration makroretentiv und mikroretentiv über einen Klebeverbund integriert (70). Bei der makroretentiven Verbindung kommt es durch die Vergrößerung der Oberfläche (Sandstrahlen, Ätzen) zu einem mechanischen Verbund zwischen Keramik und Komposit. Die Adhäsion basiert auf einer mikroretentiven Verankerung (70). Ein stabiler Verbund von Keramik über das Komposit zu Schmelz und Dentin benötigt eine spezifische Vorbehandlung von Keramik und Zahnhartsubstanz. Bei der Adhäsivtechnik kann dies einerseits z.B. durch Säurebehandlung und Silanisierung der Keramik und andererseits durch adhäsive Vorbehandlung des Zahnhartsubstanz erreicht werden. Die Anwendung von Kompositen zur Befestigung indirekter Restaurationen wurde bereits 1973 von Ibsen propagiert (66). Bis heute hat sich die Materialgruppe erheblich weiterentwickelt, so dass der Behandler unter einer Vielzahl von Befestigungskompositen wählen kann.

2.1.3. Einteilung der Befestigungskomposite

Die Einteilung der Befestigungskomposite erfolgt hauptsächlich nach der Polymerisationsart in chemisch härtende, lichte härtende oder dualhärtende, nach der Füllkörpermenge in niedrigvisköse, mittelvisköse oder hochvisköse und nach der Insertionstechnik in ultraschallinduzierte oder herkömmliche Befestigungskomposite. Ferner werden die Komposite, besonders die feinen Füllungskomposite, nach Füllergöße in Makro-, Mikro- oder Hybridkomposite unterteilt.

Caughman et al. zeigten, dass die von ihnen nachgewiesene Konversionsrate von Befestigungskompositen materialabhängig zwischen 70 % und 83 % liegt (27). Dabei

spielt die Aushärtmethode eine entscheidende Rolle. So erreichte das dualhärtende Komposit Variolink II ohne Lichthärtung nach sieben Tagen nur 62% der maximal mit Lichthärtung erreichbaren Konversionsrate. Im Gegensatz dazu beschreiben Sjörgen et al. in einer klinischen Studie an Klasse II Cerec Inlays, dass nach fünf Jahren keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen chemisch und dualhärtenden Befestigungskompositen hinsichtlich der von der CDA (California Dental Association) geforderten Kriterien wie z.B. Farbe, Oberfläche, anatomische Form und marginale Integrität bestehen (117).

2.2. Polymerisation

Die radikalische Polymerisation verläuft in drei Stufen:

1. Startreaktion (Initiation)

Zum Start der Polymerisation ist ein freies Radikal nötig. Hierfür sind den Kompositen sogenannte Initiatoren zugefügt, die durch ihren Zerfall die notwendigen Radikale bereitstellen. Dieses bindet sich an ein Monomermolekül, indem es die Doppelbindung aufspaltet und das frei werdende Elektron an das Ende der sich bildenden Kette transferiert.

2. Wachstumsreaktion (Propagation):

Dieses Monomermolekül ist nun aktiviert und kann sich mit einem weiteren Monomermolekül unter Freisetzung eines Elektrons, das wiederum an das Ende transferiert wird, verbinden. Binnen weniger Sekunden addieren sich tausende von Molekülen, es kommt zur Bildung eines Makroradikals.

Es wird zwischen unvernetzten oder linearen Polymeren (keine Verknüpfung zwischen den einzelnen Polymerketten, aus monofunktionellen Monomeren) und vernetzten Polymeren (Verbindung zwischen den einzelnen Ketten, aus bi- oder multifunktionellen Monomeren) unterschieden. Bei Dentalkompositen handelt es sich meist um bifunktionelle Monomere mit hohem Vernetzungsgrad. Die Wachstumsreaktion setzt sich solange fort, bis alle freien Radikale gebunden sind und es zum Abbruch der Polymerisation kommt.

3. Abbruchreaktion (Termination):

Der Abbruch kann durch Aufeinandertreffen von zwei Radikalen (Kombination oder Disproportionierung) oder durch Begegnung eines Initiatorradikals mit einem Kettenende zustande kommen.

2.2.1. Chemisch härtende Komposite

Im Jahre 1942 fand Kulzer heraus, dass ausreichend freie Radikale schon bei Raumtemperatur gebildet werden können, wenn chemische Beschleuniger, wie z.B. tertiäre Amine, mit Peroxiden reagieren. Es kommt dabei zu einer Redoxreaktion zwischen dem Amin und dem Peroxid, meist Dibenzoylperoxid, bei der die notwendigen freien Radikale entstehen. Bei den Kaltpolymerisaten handelt es sich deshalb immer um Zwei-Komponenten-Systeme, die als Paste-Paste- oder als Pulver-Flüssigkeits-System verarbeitet werden.

2.2.2. Lichthärtende Komposite

Die Verwendung von rein lichthärtenden Befestigungskompositen bietet für das adhäsive Zementieren keramischer Werkstücke entscheidende Anwendungs- und

materialtechnische, aber auch klinische Vorteile im Vergleich zu den chemischen Befestigungszementen. Hierzu zählen: kein Anmischen und damit ein Ausschluss von Dosierungsfehlern und Lufteinschlüssen, ausreichende Verarbeitungszeit, Polymerisation mit einer Konversionsrate von 65 % bis 80 % sowie sofortiges Ausarbeiten und einfache Applikation (59,65,86,87). Im Wesentlichen entspricht ihre Zusammensetzung denen der Füllungskomposite. Sie bestehen aus Monomeren (Bis-GMA/TEGDMA), organischen und/oder anorganischen Füllstoffen, Initiatoren, Co-Initiatoren, Stabilisatoren und anderen Zusätzen. Der meist geringere Anteil von Füllstoffen im Vergleich zu Füllungskompositen gewährleistet die Fließfähigkeit und dadurch eine gleichmäßige Verteilung zwischen Restauration und Zahn. Grundsätzlich lässt sich sagen, dass die mechanischen Eigenschaften der Befestigungskomposite, ob nun licht- oder dualhärtend durch den Typ und die Zusammensetzung der Matrix, den Füllertyp, den Füllergehalt und das Polymerisationsverfahren beeinflusst werden (4,65,103). Durch den Lichteintritt werden in Kompositen Radikale freigesetzt und die Polymerisationsreaktion gestartet. Da der Polymerisationsprozess auch nach der Belichtung weiterläuft, kommt es zu einer Nachhärtung, die in den ersten 10 Minuten am stärksten ist. Die Endhärte wird nach 3-24 Stunden erreicht (10,11,77,85-87).

Die Härte eines lichterhärtenden Befestigungskomposits, bedingt durch die Konversionsrate, ist abhängig von der Schichtstärke und der Farbe der einzusetzenden Restauration, der Lichtintensität und der Bestrahlungsdauer der Polymerisationslampe, dem Initiatorgehalt des Komposites und dem Komposittyp sowie der Monomermatrix und dem Füllergehalt (4,43,94,103,109,110). Aus diesem Grund sollten Polymerisationsgeräte Licht in einem Wellenlängenbereich von 400-500 nm mit ausreichender Intensität generieren, um den verwendeten Initiator optimal anzuregen (74). Eine geringe Konversionsrate reduziert nicht nur die Polymerisationstiefe und erhöht den Restmonomergehalt, sondern wirkt sich auch negativ auf die physikalischen Eigenschaften des Befestigungskomposits aus (94).

2.2.3. Dual härtende Komposite

Die Befestigung von Keramik- und Kompositinlays mit dualhärtenden Kompositen hat sich aufgrund der Vorteile in ihrer klinischen Handhabung gegenüber rein chemisch- und rein lichthärtenden Materialien durchgesetzt (14,43,71,74,97). Dieser Materialtyp wurde in dem Bestreben entwickelt, die positiven Eigenschaften der chemisch härtenden Kunststoffe mit denen der lichthärtenden Komposite zu kombinieren (97,101). Der Einsatz ist in für das Licht wenig zugänglichen Kavitätenbereichen zu suchen, da hier nicht gewährleistet ist, dass bei Belichtung durch stark lichtabsorbierende Inlays hindurch ausreichend Lichtenergie zur Polymerisation gelangt (43,86,87,101). Dualhärtende Komposite sind meist vom Hybrid-Typ und basieren auf Bis-GMA/TEGDMA (73,97). Die Belichtung aktiviert initial den im Komposit enthaltenen Photoinitiator Kampherchinon, während parallel dazu und anschließend eine chemische Härtung über eine Benzoylperoxid-Amin Verbindung stattfindet (73,74,76,116). Durch reine Lichthärtung wird hierbei eine Konversionsrate von 67-81 % und durch rein chemische Härtung eine Rate von 59-75 % erreicht. Laufen die Härtungsmechanismen konsekutiv ab, bestimmt die initiale primäre Lichthärtung die maximal erreichbare Konversionsrate, bzw. die Endhärte. Die chemische sekundäre Härtung erzielt keine vollständige Durchhärtung des Materials mehr, sondern ergänzt die initiale Härtung (43,57,73,86,87). Bei unzureichender Beleuchtungszeit ist ein vollständiges Aushärten somit nicht gewährleistet, da bei ungenügender Lichtzufuhr auch die Initiation der chemisch induzierten Polymerisation unzureichend ist (14,57). Des Weiteren wird an dualhärtende Befestigungszemente ein hoher Anspruch im Bezug auf die Anwendung, die mechanische Festigkeit, Transluzenz und Ästhetik gestellt.

2.3. Initiatorsysteme

Unter Initiatorsystemen versteht man einen Synergismus aus Initiator und Akzelerator. Das System lässt nach Aktivierung (chemisch, physikalisch) den Initiator in energiereiche Moleküle zerfallen, welche mit den Doppelbindungen der Monomere

reagieren. Die Reaktionsfreudigkeit der Initiatoren ist für den Konversionsgrad entscheidend. Dieser wiederum steht in direktem Zusammenhang mit der Härte des Kompositmaterials (114). Je höher der Umsetzungsgrad der Monomere ist, umso besser sind die mechanisch-physikalischen Eigenschaften der Kompositmatrix zu bewerten.

Gleichzeitig sind Initiatorsysteme für die Farbstabilität eines Kompositmaterials von Bedeutung. Sie können eine Eigenfarbe besitzen, die sich während der Polymerisation verbraucht (z.B. Kampherchinon) oder Nebenprodukte bilden, die das Material verfärben (langfristige Verfärbung durch aromatische Amine). Die chemische Härtung wird meistens von Dibenzoylperoxiden in Kombination mit einem tertiären aromatischen Amin, welches als Elektronendonator agiert, initiiert. Bei der Photopolymerisation agiert meist das Alpha-Diketon Kampherchinon als Initiator, organische Amine als Akzelerator (20).

Sauerstoff ist ein unerwünschter Polymerisationsinhibitor. Auch andere Bestandteile aus Unterfüllungsmaterialien oder provisorischen Verschlussmaterialien (z.B. Eugenolreste) können inhibierend wirken, wobei jedoch nach Untersuchungen von Abo-Hammar et al. eugenolhaltige provisorische Zemente keinerlei Einfluss auf die Haftfestigkeit von adhäsiv befestigten keramischen Restaurationen ausüben (2).

2.3.1. Dibenzoylperoxid- Amin- System

Der effektivste Initiator in autopolymerisierenden 2-Komponenten-Kompositmaterialien ist das Dibenzoylperoxid in Verbindung mit einem Amin-Akzelerator. Die Kombination beider Moleküle verspricht bereits bei Zimmertemperatur kurze Aushärtungszeiten und gute Materialeigenschaften. Das Initiatormolekül wird durch das tertiäre Amin in zwei Teile gespalten. Während der eine zum Benzoat-Anion reduziert wird, startet der andere Teil als Radikal die Kettenpolymerisation. Die Compositeigenschaften und Aushärtungszeiten sind besonders systemabhängig. Entscheidende Faktoren sind hier die Art des Akzelerators (mit steigender Zahl der Substituenten am Stickstoff erhöht sich die

Reaktivität), die Konzentration in der Komponente und das Verhältnis Initiator/Akzelerator. Obwohl es sich um eine bimolekulare Reaktion handelt und somit die größte Wirkung bei einem Verhältnis 1:1 zu erwarten wäre, wurden kürzere Härtingszeiten bei einem Peroxid-Amin-Verhältnis von 1,5:1 ermittelt. Daraus folgt, dass mit der Wahl des richtigen Mischungsverhältnisses die Abbindezeit genau einzustellen ist (33).

2.3.2. Photoinitiatorsysteme

Bei den lichthärtenden Kompositmaterialien wird kein 2-Komponenten-System, sondern ein Photoinitiatorsystem verwendet, das durch Bestrahlung mit UV-Licht oder sichtbarem Licht im blauen Bereich Radikale freisetzt. Wegen der netzhautschädigenden Wirkung des UV-Lichts werden heute ausschließlich Geräte verwendet, die nur blaues Licht emittieren. Die dazu passenden Photoinitiatoren stammen aus der Gruppe der Ketoether und 1,2-Diketone, deren wichtigste Vertreter das Kampherchinon sowie das 1- Phenyl-1,2-Propandion (PPD) sind.

2.3.2.1. Kampherchinon

Beim Kampherchinon handelt es sich um ein Alpha-1,2-Dicarbonyl, das Licht in einem Wellenlängenbereich von 380 bis 520 nm mit einem Maximum bei 468 nm absorbiert (98,104,138). In Kombination mit aliphatischen Aminen ist dieses System weit verbreitet und sehr effektiv in der Wirkung.

Die von Natur aus leicht gelbliche Eigenfarbe des Kampherchinon kann die Farbabstimmung in der Praxis erschweren. Wird seine Konzentration aufgrund dieser Problematik auf ein Mindestmaß reduziert, verringert sich der Polymerisationsgrad und die Durchhärtetiefe infolge mangelnder Radikalbildung (98).

2.3.2.2. 1-Phenyl-1,2-Propandion

Das Diketon 1-Phenyl-1,2-Propandion (PPD) wird wegen seiner fehlenden Eigenfarbe vornehmlich in Bleachkompositen und Bondingmaterialien eingesetzt. Es besitzt eine aromatische Gruppe auf Seite des Dicarbonyls und eine Methylgruppe auf der anderen Seite (98). Bei einem Absorptionsspektrum von 380 bis 430 nm und einem Maximum von 410 nm wurde bei der Bestrahlung mit sichtbarem Licht eine schnellere Inaktivierung photooxidierbarer Enzyme als bei anderen Diketonen gefunden.

Ein synergetischer Effekt zwischen Kampherchinon und PPD wurde in einer Studie, in der eine erhöhte Umsetzungsrate gefunden wurde, angenommen (98). PARK et al. vermuten deshalb eine gute Effizienz ähnlich dem Kampherchinon beim Einsatz von PPD als Co-Initiator in dentalen Kompositen bei der Aushärtung mit konventionellen Halogengeräten (98).

Lichthärtegeräte mit einem sehr schmalen Emissionsspektrum, wie Laser, Xenon-, Lichtbogen- oder LED-Geräte, wurden optimal auf das Absorptionsspektrum von Kampherchinon abgestimmt (63,138). Enthält nun ein Komposit einen Co-Initiator (98), wie zum Beispiel PPD, wird bei Xenon Kurzbogen- (65) und bei LED-Geräten (132) die Qualität der mechanischen Eigenschaften des Komposites schlechter sein. Neumann et al. stellten allerdings hinsichtlich der Photoinitiation von PPD keine Unterschiede zwischen Halogen- und LED-Geräten fest (95).

2.3.2.3. Lucerin TPO

Ferner findet Lucerin TPO, ein Mono-Acylphosphynoxid, als Photoinitiator in den Bleachkompositen Anwendung. Es ist deshalb sehr beliebt, weil es nach der Photoreaktion völlig ausbleicht. Sein Absorptionsmaximum ist deutlich zu niedrigeren Wellenlängen von 380 nm verschoben und wurde bisher nur durch Halogengeräte ausreichend aktiviert (95). Aufgrund dieser Problematik und der größer werdenden

Nachfrage nach Bleachkompositen wurden LED-Geräte wie z.B. die Ultra-Lume LED 5 entwickelt, die eine zusätzliche Leistungsspitze im Absorptionsspektrum von niederadsorbierenden Photoinitiatoren bietet (52).

2.3.3. Prinzip der Photopolymerisation

Die Moleküle des Photoinitiators werden aktiviert, indem sie ein Photon absorbieren. Die aufgenommene Energie eines Photons verändert die Molekülstruktur und führt zur Bildung eines Radikals. Die Aktivierung des Photoinitiators entspricht seiner Lichtabsorption. Die Menge der aktivierten Initiatoren setzt sich zusammen aus den Initiatoren, die in der Probe enthalten sind (115) und Anzahl sowie Energie der Photonen. Die Anzahl der Photonen, also die Lichtdosis, und die Lichtintensität korrelieren wie folgt: Dosis ist das Produkt aus Zeit und Intensität (36,83).

Der aktivierte Photoinitiator ist chemisch gesehen ein Radikal, welches an ein Monomer bindet und es aktiviert. Dieses kann weitere Monomere binden und aktivieren. Nach diesem Prinzip erfolgt das Kettenwachstum, welches durch andere Radikale und Chemikalien gesteuert wird. Im Durchschnitt bleibt ein Radikal zwischen 0,1 und 1 Sekunde aktiviert. In diesem Zeitraum werden bis zu 50 Monomere in das Polymer integriert. Die Menge der aktivierten Initiatoren ist eine Funktion der Intensität. Jedes Radikal kann nicht nur eine Polymerisationsreaktion auslösen, sondern auch durch Rekombination mit einem anderen Radikal oder aktivierte Kettenenden die Reaktion beenden. So kommt es, dass bei einer höheren Lichtintensität jeder aktivierte Initiator weniger Monomere in das Polymernetzwerk integriert, das heißt, dass eine höhere Initiatordosis benötigt wird, um denselben Polymerisationsgrad zu erreichen (36,83).

2.4. Polymerisationsgeräte

2.4.1. Polymerisationslicht von Halogenlampen

Die als Lichtquelle verwendete Halogen-Lampe (QTH = Quartz Tungsten Halogen) besteht aus einer Wolfram-Halogen-Lampe. Ein Wolframdraht, der sich in einem mit Halogen-Gas gefüllten Quarzglaskörper befindet, wird zum Glühen gebracht (42). Durch einen Blaufilter wird das durch die Wolfram-Glühwendel emittierte weiße Licht auf einen Wellenlängenbereich von 380-520 nm eingegrenzt. Bei einer elektrischen Leistung von 75 Watt wird so eine ausreichende Lichtmenge zur Aktivierung des Photoinitiators generiert (42,126,127). Allerdings können nur ca. 2 % der elektrischen Leistung als Nutzlicht verwendet werden, da ca. 98 % als Hitze verpuffen. Um diese unerwünschte Wärme abzuleiten, ist eine Kühlung bei Halogenlampen essentiell (86,87). Ohne ausreichende Kühlung kommt es unweigerlich zu einer Temperaturerhöhung im Füllungsmaterial, zu einer möglichen irreversiblen Hitzeschädigung der Pulpa ($>42,5^{\circ}\text{C}$), aber auch zu einem vorzeitigen Verschleiß der Lampe selber (37,40,41,74,85,86,131,132). Leistungsminderungen der Halogenlampen treten unter anderem durch Kolbentrübung, Kolbenschwärzung, Reflektortrübung, Filtertrübung und Überhitzung auf (38,39,86,87,92). Hinsichtlich der Leistungsfähigkeit sollte die Lampe regelmäßig überprüft werden, um Leistungseinbußen zu erkennen und beheben zu können (86,87,100). Konventionelle Halogenlampen sollten eine Strahlenflussdichte von 600-800 mW/cm² erreichen, um eine sichere Polymerisation und eine konstante Qualität zu gewährleisten (74,75,94). Beträgt die Strahlenflussdichte mehr als 1000 mW/cm², spricht man von hochleistungs- oder hochenergetischen Halogenlicht - Polymerisationlampen (41,42,74,109,110). Die maximale Durchhärtungstiefe von Halogenlampen, in Abhängig von Farbe, Opazität und Füllkörperanteil des verwendeten Kompositmaterials beträgt im Allgemeinen 2-3 mm (38,40). Ebenso ist der Abstand des Lichtleiters zum polymerisierenden Komposit für die Konversionsrate entscheidend (44,91). Die Konversionsrate (der Prozentsatz aller Doppelbindungen in einem Komposit, die bei der Polymerisation umgesetzt werden) beträgt an der lichtnahen Oberfläche 80 % und nimmt mit zunehmender Tiefe ab (86,87). Um eine

vollständige Polymerisation zu gewährleisten, wird in der Literatur eine Standardbestrahlungszeit mit 40 Sekunden pro Inkrement, welches eine Dicke von 2-3 mm nicht überschreiten sollte, angegeben (5,44,75,86,87,94,109,110,113).

2.4.2. Polymerisationslicht von Plasmalampen

Plasmalampen (PAC=Plasma Arc Curing), die Anfang der 80er-Jahre entwickelt worden sind, arbeiten ebenso wie die Halogenlampen mit blauem Licht. Hier kommt es durch eine hohe angelegte Spannung bei entsprechender Stromstärke zur Entstehung eines Lichtbogens zwischen den im Edelgas Xenon liegenden Elektroden (41,42). Das emittierte Licht wird durch einen Blaufilter auf einen engeren Wellenlängenbereich von 440-500 nm begrenzt und ist somit genauer auf den Photoinitiator Campherchinon abgestimmt (41,42). Composite, die alternative Initiatoren mit Absorptionsspektren in kürzeren Wellenlängen haben, fallen somit nicht in den Einsatzbereich der Plasmalampen.

Auf Grund der hohen Lichtintensität bis zu 2000 mW/cm² soll eine Verkürzung der Polymerisationszeit auf 2-3 Sekunden möglich sein. Jedoch liegen zahlreiche Studien vor, die belegen, dass die Polymerisationsqualität mit einer Halogenlampe mit 40 Sekunde der einer Plasmalampe mit 3 Sekunden weit überlegen ist (28,41,42,75,94,125). Schon bei einer Kompositprobe von 2,0 mm Dicke ist die Konversionsrate im Vergleich zum Halogenlicht um die Hälfte verringert (82). Ebenso ist die relative Oberflächenhärte signifikant reduziert (37,111,124,135). Studien ergaben einen bis zu zwei Mal so hohen Restmonomergehalt (94,111).

Restdoppelbindungen wurden sogar in 4-7facher Menge ermittelt (94,103). Daher empfehlen Burtscher et al. (24) mindestens drei Polymerisationszyklen mit je 3 Sekunden für eine ausreichende Polymerisation durch Plasmalampen. Andere Autoren empfehlen ebenso mindestens drei Polymerisationszyklen à 3 Sekunden, um eine ausreichende Polymerisation zu gewährleisten (24,41,42,64,109,110,123). In einigen anderen Studien konnte ein vermehrtes Abreißen des Komposites von der Zahnhartsubstanz bei Plasmapolymersation geringer Dauer beobachtet werden,

welches auf den hohen Initialen Spannungsaufbau innerhalb des Komposites (besonders bei fließfähigen Kompositen) zurückzuführen ist und den adhäsiven Verbund erschwert (17,32,103). Ein weiteres Problem stellt das starke Abbrennen der Elektroden dar, welches innerhalb von 2 Jahren die Leistung der Plasmalampe signifikant reduziert (41,42).

2.4.3. Polymerisationslicht von LED-Lampen

Ein seit 2001 eingeführtes Polymerisationsverfahren arbeitet mit blauen Leuchtdioden (LED=Light Emitting Diode). Im Gegensatz zu Halogenlampen, bei denen der Wellenlängenbereich des emittierten Lichtes durch Filter selektiert wird, ist bei den LED-Lampen auf Grund der chemischen Zusammensetzung eines Halbleiters der spektrale Bereich vorgegeben. Die Basis der LEDs bilden Halbleiterverbindungen, die Strom direkt in Licht umwandeln können. Der Halbleiter ist ein Festkörper, der bei reinem Zustand bei niedrigen Temperaturen isolierend wirkt und bei höheren Temperaturen eine Leitfähigkeit aufweist (41,42). Um eine spezifische Eigenschaft dieses Halbleiters zu generieren und somit die Leitfähigkeit gezielt einzustellen, wird das reine Halbleitermaterial mit kleinsten Mengen von Fremdatomen dotiert (vermischt), was eine Veränderung des Widerstandes und somit das Freisetzen von Licht zur Folge hat (41,42). Die Wellenlänge des emittierten Lichtes ist somit abhängig von der Halbleitersubstanz und dem Stoff des Donators. Der in der Zahnmedizin am häufigsten angewendete Festkörper ist ein Silizium-Halbleiterkristall, der mit Galliumnitrid (GaN) dotiert wird (6,41,42,92). LED-Lampen stellen eine realistische Alternative zur Halogen-Lampe dar. Da ausschließlich Licht im blauen Bereich emittiert wird, entsteht so ein Wellenlängenspektrum im Bereich von 450-490 nm welches den Photoinitiator Kampherchinon optimal aktiviert (25,41,42,74,90,92,128). Kompositmaterialien, die ein anderes Photoinitiatorsystem mit einem Absorptionsspektrum außerhalb von 410-500 nm enthalten, sind zur Polymerisation mit LED-Lampen jedoch nicht geeignet. Aufgrund des hohen Wirkungsgrades der LEDs wird weniger Wärme produziert und es kann auf eine Lüftung verzichtet werden (93). Eine in das Gehäuse des Handgerätes integrierte Kühlmasse aus wärmeleitendem Aluminium gewährleistet die Abführung der

entstandenen Restwärme, wodurch sich die Lebensdauer der LED erhöht (1). Die geringere Temperaturentwicklung während des Polymerisationsvorganges verringert zudem die Gefahr einer unphysiologischen Erwärmung der Pulpa (63,79,132).

In einigen Untersuchungen konnte kein signifikanter Unterschied bei der Polymerisation mit Halogen und LED-Lampen in Bezug auf die Polymerisationstiefe ermittelt werden (25,46,47,72,79,125). Einige LED-Polymerisationsgeräte generieren Licht über eine einzelne Hochleistungs-LED (Elipar FreeLight 2®, 3M ESPE, Seefeld) und stellen somit die LED-Technologie der zweiten Generation dar. Im Gegensatz zu herkömmlichen LEDs wird ein größerer Halbleiter-Kristall verwendet, wodurch sich nicht nur die beleuchtete Fläche, sondern auch die Lichtintensität vergrößert und es so zu einer Halbierung der Belichtungszeit kommen soll (74).

2.5. Keramiken

Die Anwendung biokompatibler Keramik als Alternative zu Amalgam, Komposit oder Gold ist aufgrund der hohen Ähnlichkeit zum Schmelz schon seit über 100 Jahren ein anerkanntes Standardverfahren zum Ersatz verloren gegangener Zahnhartsubstanz in der Zahnheilkunde (62,65,102,109,110,116). Besonders auch, da Füllungskomposite ab einer bestimmten Restauraionsgröße nicht mehr indiziert sind (75). Neben einer guten Ästhetik aufgrund der hohen Transluzenz ist die hinreichende Röntgenopazität, die adhäsive Zementierbarkeit, sowie eine schmelzähnliche Härte, Abriebfestigkeit und Belastbarkeit, der thermische Ausdehnungskoeffizient, das hohe Elastizitätsmodul und eine zahnähnliche thermische Leitfähigkeit von Bedeutung (71,80,88,109,110).

Keramische Werkstoffe bestehen aus nichtmetallischen, anorganischen Substanzen, z.B. Feldspat (60-80 %), Quarz (15-25 %) und Kaolin (0-5 %) und bilden entweder durch Sintern (Sinterkeramik) bei Temperaturen von 1200- 1250°C, durch Vergießen im Lost-Wax-Verfahren mit anschließendem Tempern oder durch Verpressen (Glaskeramik) im Lost-Wax-Verfahren eine Glas-Matrix, in die eine Kristallphase eingelagert ist. Grundsätzlich unterscheidet man zwischen den Silikatkeramiken, den

Oxidkeramiken und Nichtoxidkeramiken. Die Anzahl der in der Glas-Matrix enthaltenen Kristalle kann bei den Silikatkeramiken durch Beimischen von Leuzit oder Glimmer (Salze der Kieselsäure), bei den Oxidkeramiken durch Aluminium, Silizium, Zirkon oder Spinell erhöht werden, um so eine Verstärkung des Gefüges zu erzielen oder die Lichtstreuung, die Opazität, die Farbe und die Wärmeausdehnung zu beeinflussen.

Aluminiumoxidverstärkte (Al_2O_3) glasinfiltrierte Keramik besteht neben der Matrix bis zu etwa 50 % aus ca. 30 μm großen Al_2O_3 -Kristallen (Korund), die bereits als gesintertes Reinaluminiumoxid im Pulver vorliegen (88). Durch die Größe der Kristalle kommt es zu einer Festigkeitssteigerung in der Keramik, dem ein Verlust an Transparenz gegenübersteht (102). Keramiken sind typischerweise spröde, hochschmelzend und weisen eine hohe mechanische Festigkeit aufgrund der starken kovalenten Bindungen der Kristalle untereinander auf und verformen sich somit nicht unter Belastungen (13,88,102,109,110,116). Durch Zugbelastungen kann es jedoch, bedingt durch herstellungsabhängige oberflächliche Fehlstellen im Keramikgefüge leicht zur Bildung und Fortsetzung von Rissen und letztlich zum Bruch der Keramik kommen. Eine Erhöhung der Bruchzähigkeit setzt somit eine Veränderung in der Zusammensetzung des Gefüges voraus. Die Verbesserung der werkstofftechnischen Eigenschaft durch Zugabe von Leuzit oder Aluminiumoxid wird durch Misfitsspannungen erreicht, die eine Ablenkung der sich bildenden Risse bewirken und so einer Fraktur der Restauration entgegenwirken (88,102,116). Die abschließende Glasur eines keramischen Werkstückes zur Erzeugung einer glatten Oberfläche ist nicht nur für die mechanischen Eigenschaften (z.B. die Bruchzähigkeit), sondern auch für die spätere Vermeidung von Plaqueanlagerung im Mund von Bedeutung (89). Um bei der Adhäsivtechnik eine Verbundfestigkeit zwischen Keramik, Befestigungsmaterial und Zahn zu erzielen, wird eine Konditionierung der Keramikoberfläche mit mineralischen Säuren (5-10%ige Flusssäure) zur Herstellung von Mikroretentionen durch Herauslösen der kristallinen Phase und anschließendes Aufbringen von Haftsilanen empfohlen, um einen chemischen Verbund zwischen Keramik und licht- oder dualhärtenden Befestigungskomposit durch Methacrylatgruppen zu erreichen (116). Ernst et al.(43) zeigten bereits 1998 in einer Studie, dass die gemessenen Oberflächenhärten der Befestigungskomposite unter den verwendeten Prüfrestitutionen mit zunehmender

Schichtstärke ab einer Dicke $\geq 3,0$ mm signifikant abnahm. Cardash et al. (26) forderten ab einer Keramikschichtstärke von bereits 2,0 mm, dualhärtende Befestigungskomposite zu verwenden.

Alle Keramiken absorbieren Licht in einem Wellenlängenbereich von 400-500 nm, dunkle Farben mehr als helle. Auch mit zunehmender Schichtstärke wird mehr Licht absorbiert, es lässt sich jedoch weder eine lineare noch eine logarithmische Abhängigkeit feststellen. Entgegengesetzt dazu besteht zwischen der Härte des Befestigungsmaterials und der Keramikschichtstärke eine lineare Abhängigkeit (59).

2.5.1. Einteilungen und Eigenschaften

Bei den früher verwendeten Dentalkeramiken handelt es sich ausschließlich um dichte silikatische, feinkeramische Werkstoffe. Neu entwickelte Hochleistungskeramiken sind z.B. oxidisch verstärkte Silikatkeramiken (35). Diese kombinieren die Charakteristika der Silikatkeramik mit ausgewählten Eigenschaften der Oxidkeramik. Andere Hochleistungskeramiken basieren ausschließlich auf Zirkonoxid oder Aluminiumoxid.

2.5.1.1. Silikatkeramik

Die silikatische Dentalkeramik gehört zum Dreistoffsystem „Ton – Feldspat – Quarz“ mit oxidischen Zusätzen. Diese Dreistoffsysteme sind heute das bekannteste System der klassischen Keramik. SiO_2 ist die vorherrschende chemische Komponente und stellt hierbei die glasige amorphe Matrixphase mit ausgeprägter Porenstruktur dar. Die physikalischen Eigenschaften entsprechen weitestgehend denen glasartiger Werkstoffe mit einer hohen Druckfestigkeit, einer geringen Biege- und Zugfestigkeit und dem Spröbruchverhalten mit subkritischem Risswachstum (53). Die hohe Transparenz ermöglicht optimale Farbanpassung durch den sogenannten Chamäleoneneffekt (108).

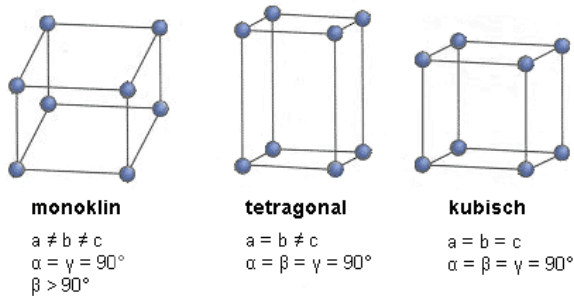
2.5.1.2.Oxidkeramik

Verstärkte Keramiken basieren entweder auf dem Oxid eines einzigen Elementes (z.B. Al_2O_3 , MgO , ZrO_2) oder enthalten in ihrem Kristallgitter Kationen verschiedener Elemente. Bei der reinen Oxidkeramik überwiegt die kristalline Struktur, die amorphe Glasphase ist vernachlässigbar gering. Oxidische Keramiken mit einem niedrigen Al_2O_3 -Gehalt besitzen größere Mengen an SiO_2 , CaO und MgO in Form von Silikaten und Spinellen (58). Charakteristisch für oxidkeramische Werkstoffe ist ein verbessertes kritisches Sprödbruchverhalten im Vergleich zur Silikatkeramik. Oxidkeramiken weisen eine höhere Opazität auf und sind zudem besser röntgensichtbar als Silikatkeramiken.

Das Cercon-System beruht auf einer Entwicklung von Schweizer Forschern an der Eidgenössischen Technischen Hochschule, Zürich in Zusammenarbeit mit der Zahnklinik der Universität Zürich. Das Verfahren wurde bereits mehrfach in der Literatur unter der Bezeichnung DCM (Direct Ceramic Machining) beschrieben.

Cercon ist eine Yttrium-stabilisierten Zirkonoxidkeramik. Reines Zirkoniumdioxid existiert in 3 verschiedenen Phasen, welche von der Temperatur abhängig sind. Von Raumtemperatur bis 1173 °C ist die monokline Phase stabil. Bei Temperaturen über 1173 °C bis 2370 °C liegt die tetragonale Phase vor. Über 2370 °C ist die kubische Phase stabil. Der Schmelzpunkt von ZrO_2 liegt bei 2690 °C.

Phasenumwandlung



ZrO₂-Kristallphasen

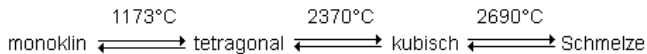
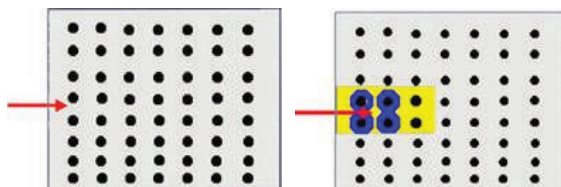


Abb.1: Kristallphasen Zirkonoxid

Die Zugabe von 3 Mol% Y₂O₃ (=5,1 Gew.-%) führt zu einer metastabilen tetragonalen Phase bei Raumtemperatur. Bei sehr hoher mechanischer Belastung entstehen lokale Spannungsspitzen, die zur Bildung von Mikrorissen führen können. Das Spannungsfeld an der Rissspitze induziert die Umwandlung von der tetragonalen zur monoklinen Phase. Durch die dabei verursachte Volumenzunahme von 4 % werden die Rissflanken zusammengedrückt. Der Rissfortschritt ist gebremst. Man nennt dieses Phänomen „Umwandlungsverstärkung“. Häufig wird auch eine kleine Menge (0,25 %) Aluminiumoxid zugegeben, was zusätzlich nochmals eine Erhöhung der mechanischen Eigenschaften bewirkt.



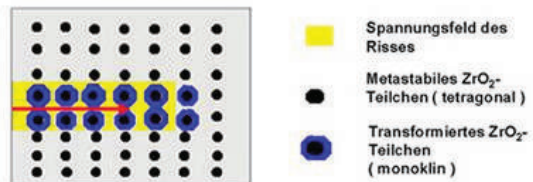


Abb.2:Prinzip der Umwandlungsverstärkung

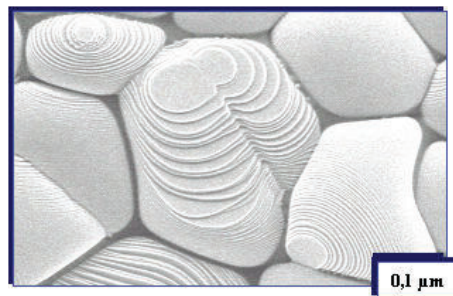


Abb.3: Ein vergrößertes, monoklines Teilchen neben mehreren metastabilen, tetragonalen Teilchen

Aus den zahlreichen Alterungsversuchen und mechanischen Belastungstests kann geschlossen werden, dass die mechanischen Eigenschaften von Y-TZP auch nach einer physiologischen Nutzungsdauer von 50 Jahren noch eine ausreichende Festigkeit für klinische Anwendungen bei orthopädischen oder dentalen Implantaten aufweisen.

Y-TZP zeigte in verschiedenen In-vitro- und In-vivo-Versuchen weder im Chromosomen-Abberationstest noch im Ames-Test eine mutagene oder kanzerogene Wirkung. Übereinstimmend wird berichtet, dass bei einem Kontakt von Zirkonoxidkeramiken mit Knochen oder Weichteilen keine lokalen toxischen Effekte zu erwarten sind.

Die statische Bruchfestigkeit von gefrästen dreigliedrigen Seitenzahnbrücken auf Zirkonoxid-Basis ist im Vergleich zu dreigliedrigen Brücken aus Presskeramik (Empress2) oder Infiltrationskeramiken (InCeram Alumina) um den Faktor 2–3 höher. Die Dauerfestigkeit von Y-TZP liegt um das Dreifache über dem Wert von InCeram Alumina. Bei einem Vergleich der Bruchfestigkeit von vollkeramischen Seitenzahnkronen zeigten Zirkonoxid-Restaurationen, die mit dem Cercon-System gefertigt wurden, signifikant höhere Bruchfestigkeitswerte als bislang marktübliche Vollkeramiksysteme (InCeram Zirconia, Procera, Empress2). In-vitro-Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von Frontzahnkronen ergaben für Cercon-Restaurationen vergleichbare Bruchfestigkeitswerte wie für metallkeramische Kronen auf der Basis von Edelmetall-Legierungen.

2.5.2. Herstellungsverfahren

Es wird heute zwischen zwei grundsätzlichen Arten der Keramikherstellung unterschieden: Die „additive Formgebung“ beinhaltet die Verfahren des Sinterns, Gießens und Pressens. Die „subtraktive Formgebung“ beschreibt Fräsverfahren, wie die CAD/CAM Methode oder das CEREC System.

2.5.2.1. Additiv formgebende Verfahren

Hierbei werden keramische Massen auf eine feuerfesten Stumpf aufgetragen und gebrannt bis die gewünschte Form/Farbe erreicht ist.

2.5.2.1.1. Sintertechnologie

Unter Sinterung versteht man die Verfestigung eines Pulvers unter Hitzeeinwirkung ohne vollständiges Aufschmelzen aller Komponenten. Bei diesem Verfahren wird durch Auftragen dentalkeramischer Massen auf feuerfeste Modellstümpfe die Zahnform modelliert und die Restauration direkt auf dem Stumpf im Ofen bei mehreren Brennvorgängen gesintert. Die thermischen Expansionskoeffizienten der Modellmasse und der Keramik müssen aufeinander abgestimmt sein, um die Sinterschrumpfung sowie Spannungsentwicklungen zu minimieren. Die Sintertechnologie erweist sich jedoch als äußerst fehleranfällig. Kondensationstechnik, Aufheizzeit, Brenntemperatur, Haltezeit der Brenntemperatur, Vakuum- und Abkühlzeit beeinflussen die Qualität des entstehenden Gefüges. Lufteinschlüsse in der Keramik, welche nicht selten während eines fehlerhaften Brennvorgangs entstehen, reduzieren die Festigkeit erheblich (59).

2.5.2.1.2. Gießen und Pressen

Die Entwicklung fließfähiger Glasschmelzen erlaubt seit den frühen 90`ern die Herstellung von keramischen Restaurationen nach dem konventionellen Lost-Wax-Verfahren (108). Die auf dem Meistermodell modellierten Wachsteile werden mit speziellen Einbettmassen überbettet. Nach der Wachs austreibung im Ofen wird die Hohlform per Schleudergussverfahren (Dicor®) oder Pressverfahren (Empress®) mit der verflüssigten, plastischen Keramik gefüllt (59). Dicor® wird nach dem Guss keramisiert, das heißt die Keramik wird in einen teilweise kristallinen Zustand überführt und abschließend glasiert. Die Entwicklung von Empress® geht auf den Ansatz zurück, durch Heißpressen die Struktur zu verdichten. Durch den hohen Leuzitgehalt der IPS – Empress® – Glaskeramik werden gute Biegefestigkeitswerte erzielt. Das Einpressen der plastifizierten Keramik in die vorbereitete Hohlform erlaubt die Herstellung von vergleichsweise porenarmen und homogenen Werkstücken (59).

2.5.2.2. Subtraktive formgebende Herstellungsverfahren

Von einem vorgefertigten Keramikrohling wird solange abgetragen bis die gewünschte Form erreicht ist.

2.5.2.2.1. CAD/CAM Technik

Durch die Formfräsung industriell hergestellter Keramikrohlinge werden Fehlerquellen, die im zahntechnischen Labor auftreten, reduziert. Die computergestützten Systeme bestehen überwiegend aus den Funktionskomponenten „Erfassung der dreidimensionalen Oberflächenform“ „computergestützten modellieren der Restauration“ (CAD–computer aided design) und „computergestützte Formgebung des Rohlings“ (CAM–computer aided manufacturing) (59).

2.5.2.2.2. Cerec System

Das Cerec System ist nach dem „chairside“-Prinzip konzipiert. Die dreidimensionale Erfassung der Kavität und die Herstellung der Restauration erfolgt weitgehend computergesteuert. Mit Hilfe einer Kamera wird die Kavität direkt im Munde des Patienten als sogenannter optischer Abdruck erfasst. Bei den verwendeten Keramiken handelt es sich um Silikatkeramikblöcke, welche nach Datenerfassung und –übertragung in einer Schleifeinheit in die determinierte Form überführt werden. Durch Trennung der Schleifeinheit von der Erfassungseinheit ist heute auch eine Herstellung im Dentallabor möglich.

2.6. In vitro Testverfahren

In vitro Untersuchungen und Werkstoffprüfungen dienen im allgemeinen dazu, dentale Werkstoffe vor allem im Hinblick auf mechanische und biologische Eigenschaften zu testen, bevor sie am Patienten zum Einsatz kommen. Außerdem werden sie zur Gütesteigerung und Weiterentwicklung, zur Unterscheidung von Werkstoffen und bei Schadensfällen herangezogen (9,31).

Bei derartigen in vitro Untersuchungen können nicht alle Parameter exakt simuliert werden. Die mechanischen Eigenschaften eines Werkstoffes sind abhängig von Form, Dimension, Verarbeitungsweise sowie chemischen und physikalischen Einflüssen. Bestimmte Faktoren lassen sich jedoch standardisieren, um methodische Fehler zu vermeiden. Im Allgemeinen werden die nach festgelegten Normvorschriften (DIN=Deutsches Institut für Normierung, ISO=International Organization for Standardization, FDI=Federation Dentaire Internationale, ADA=American Dental Association) gewonnenen Kennwerte bestimmt, um einen Vergleich mit anderen Werkstoffen und verschiedenen Untersuchern durchführen zu können (50).

In vorliegender Untersuchung wurde die Durchhärtetiefe und Vickershärte eines selbstadhäsiven Befestigungskomposits (hier: Multilink sprint) unter zwei Keramiksyste men, Empress II® und Cercon® betrachtet. Ziel war es herauszufinden, unter welchen Bedingungen die Vickershärte (nach DIN-EN 6507-1) und die Durchhärtetiefe (nach ISO 4049) des Komposites klinisch akzeptabel bleiben. Von Interesse waren dabei verschiedene Parameter wie Keramikt y p (Empress II® oder Cercon®), Polymerisation mit/ohne Lichtaktivierung, die Keramikdicke (1,0 mm oder 2,0 mm) und die Lage des Härtemesspunktes (1,0 mm oder 0,5 mm Kompositschichtstärke).

Anhand von definierten Prüfkörpern werden physikalisch-mechanische Eigenschaften von Dentalwerkstoffen untersucht. Einzelne Belastungsparameter können exakt verglichen werden. Ein Vergleich zu in vivo Studien ist aber nur bedingt

möglich (50). Ein abschließender klinischer Test kann nicht ersetzt werden, da nur während der klinischen Erprobung die Bewährung des Werkstoffes im Munde des Patienten zuverlässig beobachtet werden kann (22). Betrachtet man nun die Aussagekraft von Normprüfungen kritisch und weist auf ihre eingeschränkte Verwertbarkeit hin, so wird die Bedeutung dieses Prüfverfahrens in keiner Hinsicht gemindert (81). Diese Untersuchungen vermitteln wichtige Informationen über werkstoffkundliche Kenngrößen, die vor allem einen Vergleich zwischen Werkstoffen erlauben und Kenntnisse vermitteln, von welchen Parametern (z.B. Art der Polymerisation) diese Eigenschaften abhängen.

2.6.1. Durchhärtetiefe

Nach der DIN ISO 4049 (30,69) wird die Durchhärtetiefe eines Komposites ermittelt, indem ein zylindrisches Loch in einer Metallform mit dem Material befüllt wird, mit einer transparenten Folie abgedeckt und dann belichtet wird. Nach Entnahme der Probe aus der Metallform wird unpolymersiertes Kompositmaterial beim sogenannten Kratztest von der lichtfernen Seite des Prüfkörpers entfernt und die verbliebene Höhe bestimmt. Eine minimale Durchhärtetiefe von 2,0 mm wird gefordert, um eine ausreichende Durchhärtung des Komposites sicherzustellen.

Viele verschiedene Faktoren beeinflussen die Durchhärtetiefe eines Komposites: Die Durchhärtetiefe ist abhängig von einer ausreichenden Konzentration des Photoinitiators, welcher wiederum mit seinem Absorptionsmaximum auf den emittierten Wellenlängenbereich des Polymerisationsgeräts abgestimmt sein muß. Füllergehalt und Partikelgröße beeinflussen die Streuung des Lichtstrahls. Nano- oder mikrogefüllte Composite mit hohem Füllstoffgehalt streuen mehr als solche mit größeren und weniger Füllkörpern und bedürfen einer längeren Belichtungszeit, um eine ausreichende Durchhärtung zu erlangen. Belichtungsstärke des verwendeten Gerätes und Belichtungszeit sind ebenfalls elementar für eine suffiziente Durchhärtetiefe. Die auftreffenden Lichtintensitäten an der Oberfläche des Komposites spielt hierbei eine entscheidende Rolle. Um einer unnötigen Reduktion der Lichtintensität vorzubeugen, muß das Lichtaustrittsfenster des

Polymerisationsgerätes unmittelbar auf dem zu härtenden Material aufliegen, um ein Optimum an Lichtintensität zu erreichen. Mit zunehmenden Abstand der Lichtquelle kommt es durch Streuung und Reflektion zu einer Reduktion der wirksamen Lichtintensität und somit zu einer erniedrigten Umsetzung von Monomeren (12,45,51,55). Immer weniger Radikale werden aktiviert, die Polymerisation stagniert in der Tiefe des Materials (113). Nicht zuletzt ist die Farbe des Kompositmaterials ein kritischer Faktor, denn opake oder dunkle Farben reduzieren die Transmission des Lichtstrahls maßgeblich (12,48,118,120), eine optimale Durchhärtetiefe wird durch diese Faktoren limitiert. Eine Verlängerung der Belichtungszeit auf 60 Sekunden soll zur Kompensation dieser limitierenden Faktoren eine ausreichende Durchhärtetiefe gewährleisten (12,120).

2.6.2. Härteprüfung

2.6.2.1. Härtebegriff

Härte wird im Allgemeinen definiert als Eigenschaft eines Stoffes, dem Eindringen eines festen Körpers Widerstand entgegenzusetzen. Je größer dieser Widerstand ist, desto größer ist die Härte des zu untersuchenden Werkstoffes (35).

2.6.2.2. Härteprüfverfahren

Neben anderen Werkstoffprüfverfahren, wie z.B. dem Zug- oder Biegeversuch, gehört die Härteprüfung in die Kategorie der mechanisch-technologischen Prüfverfahren. Zur Ermittlung der Härte sind unterschiedlichste Methoden entwickelt worden. Das wohl älteste ist das 1811 entwickelte Härteritzverfahren nach Mohs, bei dem ein Werkstoff auf seine Ritzbarkeit durch verschiedene Mineralien geprüft wird. Die Härteskala mit relativen Härtezahlen von 1 (Talkum) bis 10 (Diamant) kann sich

heute jedoch nur noch in der Mineralogie behaupten. Zur präziseren Bestimmung der Härte gibt es heute sogenannte Eindruck–Härteprüfverfahren. Hierbei wird ein sehr harter Eindringkörper unter einer bestimmten Last für eine bestimmte Zeit senkrecht in das zu prüfende Material eingedrückt, wodurch ein dreiachsiger Spannungszustand in der Probe entsteht (31,35). Mit dem Eindruck–Härteprüfverfahren wird eine Härtezahl ermittelt, welche vom Prüfverfahren abhängig ist. Daraus resultiert, dass die gleiche Probe bei unterschiedlichen Prüfverfahren nur für den Prüfmodus spezifische Werte erzielt. Bei der Angabe der Härtezahl ist die Angabe des Prüfverfahrens daher unabdingbar.

Die gebräuchlichsten Eindruck – Härteprüfverfahren sind:

1. Härteprüfung nach Brinell (HB: Stahlkugel)
2. Härteprüfung nach Vickers (HV: Diamantenpyramide)
3. Härteprüfung nach Rockwell (HRC: Diamantkegel, HRB: Stahlkugel)

Bei den Verfahren nach Vickers und Brinell wird die Prüflast auf die Eindruckfläche bezogen und dimensionslos als Härtewert angegeben. Bei dem Verfahren nach Rockwell wird die Eindringtiefe als Maß für die Härte verwendet. Ferner sind noch die Knoop–Härte (ähnlich dem Vickers–Verfahren, aber anders geformter Diamant) und die Shore- oder Skleroskop–Härte (gemessen wird die Rücksprungshöhe eines kleinen Fallhammers) zu erwähnen (35). Die einzelnen Prüfverfahren unterscheiden sich durch Gestalt (Kugel, Pyramide, Kegel) und Werkstoff des Eindringkörpers (Stahl, Hartmetall, Diamant), durch die Größe der Belastung (0,01 – 30.000 N) und in der Art ihrer Anwendung (langsam, statisch, stoßartig, dynamisch) (31).

2.6.2.3. Statische Härteprüfung nach Vickers

Bei der Härteprüfung nach Vickers handelt es sich um ein Prüfverfahren, welches 1925 nach den Ideen von Smith und Sandland in den englischen Vickers–Werken entwickelt wurde und in seinem genauen Ablauf durch die deutsche Norm DIN 50133 (heute: DIN–EN ISO 6507-1) für metallische Werkstoffe vom Februar 1983 festgelegt

wurde. Für die Anwendung dieses Verfahrens bei Kunststoffen gibt es keine DIN-Norm (134).

Bei der Materialprüfung wird die zu untersuchende Probe von einer vierseitigen, regelmäßigen Diamantpyramide mit 136° Spitzwinkel senkrecht mit einer definierten Prüfkraft F (in N oder kp) für eine vorgeschriebene Dauer (60 Sekunden) belastet. Danach werden die Eindruckdiagonalen d auf 0,002 mm genau vermessen, der Mittelwert gebildet und die Vickershärte oder „Pyramidenhärte“ errechnet (Abb. 1).

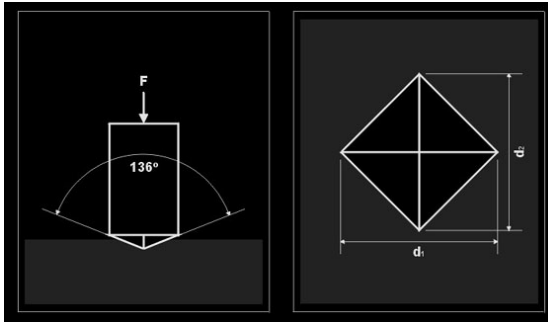


Abb.4:links:Seitenansicht Vickersdiamant, rechts:messbarer Eindruck

Im Vergleich zur Härteprüfung nach Brinell hat die Härteprüfung nach Vickers den großen Vorteil des gleichbleibenden Flächenöffnungswinkels, der die Spannungsverteilung und die sich daraus ergebenden Eindrücke trotz verschiedener Eindringtiefen einander geometrisch ähneln lässt (31).

Zu beachten ist, dass Härteprüfverfahren ursprünglich im Allgemeinen für Metalle entwickelt worden sind. Bei der Messung von Kunststoffen muss jedoch die elastische Rückstellung des Materials berücksichtigt werden, woraus sich ein zu kleiner oder verzerrter Eindruck ergeben kann, der folglich eine erhöhte Härte suggeriert. Durch wechselndes Auftreffen der Vickerspyramide auf die Füllkörper, in die weiche Matrix oder auf die Grenze beider kommt es zu einer beachtlichen Streuung der Werte. Anhand einer erhöhten Anzahl an Messungen des selben Prüfkörpers wird versucht, diese Fehlerquelle zu reduzieren.

2.6.2.4. Polymerisationsgrad und Härte

Bei der Polymerisation von Kompositen werden die Methacrylat-Doppelbindungen der eingesetzten Monomere zu einem dreidimensionalen Netzwerk konvertiert. Um direkte Aussagen über die Konversion- oder Polymerisationsgrad eines Kunststoffes zu machen, gibt es ein aufwendiges Verfahren, die Fourier-Transformation Infrarot-Spektroskopie (FTIR), bei der die Absorptionsraten der Kohlenstoffdoppelbindungen vor und nach der Polymerisation gemessen und ins Verhältnis gesetzt werden (3). Leloup et al. berichten ferner von der Laser-Raman-Spektroskopie, die als direkte Methode in ähnlicher Art und Weise wie die FTIR funktioniert (84).

Eine indirekte Methode zur Messung des Polymerisationsgrades ist, neben der Messung per optischer Methode und dem Kratztest, die Härteprüfung (96). Man geht von einer Korrelation zwischen Härtezahl und Konversionsgrad aus (29,114). Die Messung der Oberflächenhärte von polymerisiertem Komposit und die annähernde Korrelation zur Konversionsrate ist allgemein anerkannt und wird in der Literatur mehrfach beschrieben (14,16,27,44,57,129,136). Allerdings können indirekte Methoden nicht zum Vergleich von Kompositen mit differierenden Monomeren, Füllkörpertypen, -größen bzw. -dichten herangezogen werden (18). Es ist durchaus möglich, dass zwei verschiedene Komposite dieselbe Härte erreichen, jedoch aufgrund der differierenden Füllerzusammensetzung nicht denselben Polymerisationsgrad aufweisen (29).

3. Fragestellung

In der vorliegenden Studie sollten der Einfluss verschiedener Keramiken in unterschiedlichen Schichtstärken auf die Polymerisation eines Befestigungskomposits untersucht werden.

Folgenden Fragen sollte dabei im Einzelnen nachgegangen werden:

1. Welchen Einfluss haben Keramiken unterschiedlicher Transluzenz (Cercon-Empress)?
2. Welche Rolle spielt die Lichtaktivierung des Befestigungssystems?
3. Welche Unterschiede ergeben sich bei verschiedenen Keramikdicken?

Die Güte der Polymerisation wurde sowohl durch einen Kratztest nach ISO 4049 als auch über die Ermittlung der Vickershärte nach DIN – EN ISO 6507 – 1 beurteilt.

4. Material und Methoden

4.1. Versuchsdesign im Überblick

Es wurden 80 Prüfkörper untersucht, wobei sich pro Prüfungsgruppe jeweils 10 Proben ergaben.

Folgende Parameter wurden für das Befestigungssystem getestet: Keramikart, Keramikdicke, mit/ohne Lichtaktivierung, Kompositschichtdicke (0,5 mm und 1,0 mm) (siehe Tab.1 auf Seite 39).

Cercon Keramik	1,0mm Keramikscheiben	Mit Lichtaktivierung	0,5mm Schichtdicke	n = 10	Gruppe 1
			1,0mm Schichtdicke		
		Ohne Lichtaktivierung	0,5mm Schichtdicke	n = 10	Gruppe 2
			1,0mm Schichtdicke		
	2,0mm Keramikscheiben	Mit Lichtaktivierung	0,5mm Schichtdicke	n = 10	Gruppe 3
			1,0mm Schichtdicke		
		Ohne Lichtaktivierung	0,5mm Schichtdicke	n = 10	Gruppe 4
			1,0mm Schichtdicke		
Empress2 Keramik	1,0mm Keramikscheiben	Mit Lichtaktivierung	0,5mm Schichtdicke	n = 10	Gruppe 5
			1,0mm Schichtdicke		
		Ohne Lichtaktivierung	0,5mm Schichtdicke	n = 10	Gruppe 6
			1,0mm Schichtdicke		
	2,0mm Keramikscheiben	Mit Lichtaktivierung	0,5mm Schichtdicke	n = 10	Gruppe 7
			1,0mm Schichtdicke		
		Ohne Lichtaktivierung	0,5mm Schichtdicke	n = 10	Gruppe 8
			1,0mm Schichtdicke		

Tab. 1 Prüfungsgruppenunterteilung

Der Versuchsablauf wird in Abb. 2 dargestellt: Für die Versuche wurden 80 Prüfkörper autopolymerisiert und mit Licht polymerisiert. Anschließend wurde die Durchhärtetiefe nach DIN ISO 4049 mittels einer digitalen Bügelschraube (Mitutoyo, Tokio, Japan) bestimmt. Die Messung erfolgte unmittelbar nach Aushärtung des

Komposites. Anschließend wurde bei allen Prüfkörpern die Vickershärte ermittelt in Anlehnung an die DIN-EN ISO 6507-1, welche bei allen 80 Prüfkörpern in 1,0 mm und in 0,5 mm Kompositschichtdicke unter der Keramik gemessen wurde.

4.2. Keramik

Für die vorliegende Untersuchung wurden zur Simulation des adhäsiven Einsetzens je 40 Prüfkörper aus Zirkonkeramik [M1] und je 40 Prüfkörper aus leuzitverstärkter Lithiumdisilikatkeramik [M2] mit einem Durchmesser von 4,0 mm und einer Dicke von 1,0 bzw. 2,0 mm hergestellt. Die Pressung der Empress2 Keramikscheiben erfolgte im IPS-Empress-Schmelzofen, die Ausarbeitung erfolgte mit feinkörnigen Diamantschleifern unter permanenter Wasserkühlung, um Mikrorisse zu vermeiden. Anschließend wurden die Oberflächen aller Keramikteile gleichmäßig mit Aluminiumoxid der Körnung 50µm sandgestrahlt, um eine einheitliche Oberflächenbeschaffenheit zu erzielen.

Im Rahmen der adhäsiven Befestigung ätzte man die Scheiben mit einer 10%-igen Fluorwasserstoffsäure [M3], welche nach 60 Sekunden Einwirkzeit auf der Keramik für weitere 60 Sekunden abgespült und danach sorgfältig trocken geblasen wurde. Der dazugehörige Haftvermittler [M4] wurde für 60 Sekunden auf die konditionierte Oberfläche aufgetragen und getrocknet. Auf die so vorbereitete Oberfläche wurde nun der zu prüfende selbstprimende und selbstadhäsive Befestigungskomposit Multilink sprint aufgetragen [M5]

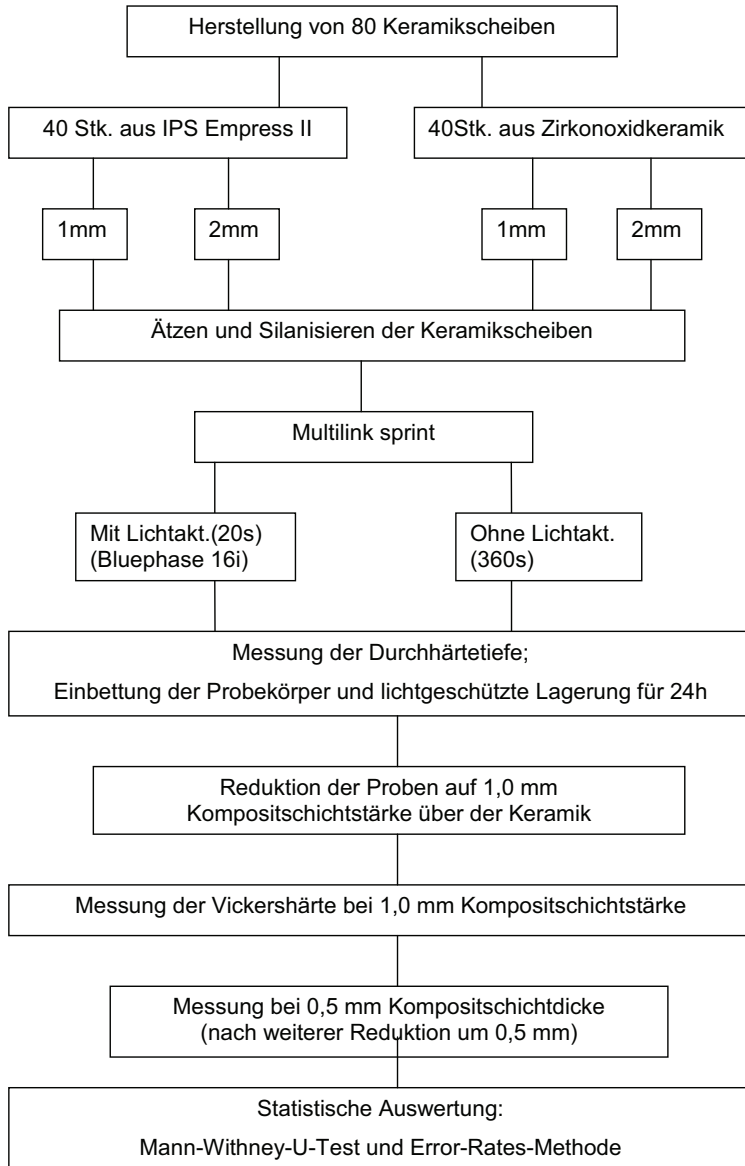


Abb. 5.: Übersicht Material und Methode

4.3. Polymerisationsgerät

Die Lichtleistung und das Emissionsspektrum wurde für die Bluephase16i mit einem faseroptischen Spektralradiometer (S2000, Ocean Optics) mit Ulbrichtkugel (8 cm mit 14 mm Öffnung, Avantes) ermittelt. Die Polymerisation erfolgte bei allen Prüfkörpern mit Lichtaktivierung immer für 20 Sekunden.



Abb. 6: Bluephase16i

Die Bluephase 16i [M6] ist ein LED-Gerät mit einer 10-Watt-LED, die wiederum aus 4 einzelnen Halbleitern besteht. Sie arbeitet in einem Wellenlängenbereich von 430 - 490nm und besitzt eine maximal Lichtleistung von 742mW im High Power Modus (HIP). Nach Multiplikation mit dem Lichtleiterfaktor ($f=2,39/\text{cm}^2$) für einen Durchmesser von 7,3 mm ergab sich eine Gesamtlichtintensität von 1773,38 mw/cm².

4.4. Versuchsdurchführung

Um die Durchhärtetiefe für beide Keramikdicken bis zu einer Größe von 5,0mm zu bestimmen, wurden zwei verschieden hohe, längs trennbare Metallformen aus rostfreiem Edelstahl (6,0 mm Höhe für 1,0 mm dicke Keramikscheiben und 7,0 mm

Höhe für 2,0 mm dicke Keramikscheiben, für die Herstellung der zylindrischen Probenkörper benutzt. Hierzu wurden je drei Keramikscheiben mit der geätzten Fläche nach oben am Boden der Form eingespannt. Der so entstandene 5,0 mm hohe zylindrische Leerraum wurde nun mit einem dualhärtenden [M5] Komposit befüllt, und somit der Hohlraum aufgefüllt; wahlweise mit oder ohne Lichtaktivierung. Laut Herstellerangaben enthält das dualhärtende, selbstadhäsive Befestigungskomposit Multilink sprint: eine Matrix aus Dimethacrylat, HEMA und anorganische Füllstoffe ca. 40 Vol %, wobei die mittlere Partikelgröße ca. 0,9 µm beträgt.

Die Form wurde dann samt Komposit, nach ISO 4049, mit einem Polyethylenstreifen [M7] und einer Metallplatte überdeckt. Dadurch konnte überflüssiges Material verdrängt und ungewollte Lichteinflüsse verhindert werden. Um bei den Proben ohne Lichtaktivierung noch eine Sicherung gegen ungewollten Lichteinfluss zu haben, wurden diese in lichtdichten Filmdosen bis zu ihrer Auswertung verwahrt.

Die Stahlform wurde nun gewendet, sodass die Polymerisation durch die Keramikseite her erfolgen konnte. Gemäß der Herstellerangaben wurden der Befestigungskomposite für 20 Sekunden ausgehärtet oder für 360 Sekunden der reinen Autopolymerisation ohne Lichtzufuhr überlassen. Folgende Polymerisationsmodi fanden hier Anwendung:

- Bluephase16i (Ivoclar–Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 20 Sekunden mit 1773mW/cm²
- Ohne Lichtaktivierung (reine Autopolymerisation) 360 Sekunden

Während ein Probenkörper polymerisierte, wurden die anderen zwei Probenkörper, die sich in der Form befanden, permanent mit einer opaken Folie abgedeckt, um eine vorzeitige bzw. andauernde lichtinduzierte Polymerisation zu vermeiden. Die Proben ohne Lichtaktivierung wurden in einem speziellen Dunkelraum verarbeitet und zur zusätzlichen Sicherung in lichtdichten Filmdosen verwahrt.

4.5. Bestimmung der Durchhärte tiefe nach ISO 4049

Für die Messung der Durchhärte tiefe wurden die Probenkörper direkt nach der Aushärtung aus der Metallform entnommen. Mit einem Plastikspatel, gemäß der ISO 4049, musste zunächst das nicht polymerisierte Material abgeschabt werden (Kratztest). Die Höhe des verbliebenen zylindrischen Probenkörpers wurde dann mittels eines digitalen Mikrometers [M8] mit einer Genauigkeit von 0,01 mm bestimmt. Die Durchhärte tiefe ist somit die Gesamtdicke abzüglich der Dicke der jeweiligen Keramikscheibe. Um die Durchhärte tiefe für die zwei verschiedenen Keramikstärken bis zu einer Größe von 5,0 mm gegeneinander beurteilen zu können, wurden zwei verschieden hohe Metallformen angefertigt.

Die Probenkörper wurden bis zur Vorbereitung der Bestimmung der Vickershärte vor Lichtexposition durch Aufbewahrung in einem opaken, lichtundurchlässigen Behälter geschützt.

4.6. Bestimmung der Vickershärte

4.6.1. Einbetten der Proben

Um die Vickershärte der Proben bestimmen zu können, müssen sie fest in einer Form stehen. Die Form sollte eine ebene Auflagefläche haben, um auf dem Messtisch des Härteprüfgerätes nicht zu schaukeln und somit die Eindrücke der Vickerspyramide zu verfälschen. Es wurden einheitliche Plexiglasformen hergestellt, in die man jeweils fünf Prüfkörper mit der Keramikseite zum Boden fixierte. Anschließend erfolgte eine Überbettung mit kalthärtendem, niedrigviskösem Epoxidharz [M9] und eine lichtgeschützte Aufbewahrung von 24 Stunden im Hygrophor.

4.6.2. Ausarbeitung und Politur

Die eingebetteten Probenkörper wurden dann mittels Nassschleifpapier der Körnungen 240, 600 und 1200 [M10] und Motopol [M11] auf die gewünscht Höhe reduziert. Eine Toleranz von 0,1 mm musste gewahrt bleiben, um die Hochglanzpolitur mit einem Leinentuch zu gewährleisten und die erforderliche Schichtdicke zu erhalten.

4.6.3. Messung der Vickershärte

Es wurden nach dem Zufallsprinzip drei Messpunkte je Prüfkörper zur Ermittlung der Vickershärte in Anlehnung an die DIN–EN ISO 6507-1 ausgewählt. Die Messung erfolgte mit Hilfe eines Vickers–Diamanten (Pyramide 136°) in einer speziellen Halterung [M12]. Alle Messungen wurden 60 Sekunden lang unter einer Last von 0,2 kp in einem Universal–Härteprüfgerät [M13] durchgeführt.

Die Vickershärte (HV) ist proportional zum Quotienten aus Prüfkraft und der Eindruckoberfläche A nach Rücknahme der Prüfkraft. Dieser Eindruck wird als eine gerade Pyramide angesehen, welche eine quadratische Grundfläche mit der Diagonalen d und den Flächenwinkel des Eindringkörpers aufweist. Die Eindringtiefe der Pyramide beträgt ca. 1/7 der Diagonallänge des Eindrucks. Die Vickershärte HV wird ohne Einheit angegeben. Die HV ergibt sich als Quotient aus der aufgebrachten Kraft F (in kp) und der Oberfläche A (in mm²) des bleibenden Eindrucks zu:

$$HV = \frac{F}{A}$$

Die Eindruckoberfläche A errechnet sich aus folgender Beziehung, wobei d₁ und d₂ als vertikale und horizontale Eindruckdiagonale aus der Messung hervorgingen:

$$A = \frac{d^2}{2 * \cos * 22^\circ} = \frac{d^2}{2 * \sin * \frac{136^\circ}{2}} = \frac{d^2}{1,854} \text{ mit } \rightarrow d = \frac{d_1 + d_2}{2}$$

Damit ergibt sich:

$$HV = \frac{2 * F * \sin \frac{136^\circ}{2}}{d^2} = \frac{0,184 * F}{d^2}$$

Nach der kompletten Messreihe bei 1,0mm unter der Keramik wurden die Prüfkörper mittels Nassschleifpapier derselben Körnung wie vorher beschrieben auf die Kompositschichtdicke von 0,5mm reduziert und poliert. Es wurde eine erneute Messung der Vickershärte nach obigem Verfahren durchgeführt.

4.7. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe der SPSS/PC – Software [M14]. Dabei wurden zunächst die Medianwerte der ermittelten Vickershärten und Durchhärteiefen in den einzelnen Prüfgruppen (n=10) mit den entsprechenden 25% - (Q_1) und 75% - Quartilen (Q_3) errechnet und anschließend verschiedenen non-parametrischen statistischen Tests unterzogen.

4.7.1. Paarweiser Vergleich der Prüfgruppen

Da die Ergebnisse in den einzelnen Prüfgruppen keiner Normalverteilung unterlagen, erfolgte der paarweise statistische Vergleich der Prüfgruppen mit dem nonparametrischen Mann-Whitney-U-Test. Das Signifikanzniveau α wurde bei 0,05

definiert, d.h. ein signifikanter Unterschied besteht dann, wenn $p \leq \alpha = 0,05$ gilt. Es wurden Durchhärte tiefe und Vickershärte bestimmt.

Je Probe wurde die Durchhärte tiefe bestimmt. Für jede Prüfgruppe ($n = 10$) wurde aus diesen Werten der Median, Q_1 und Q_3 ermittelt.

Die Vickershärte wurde je Probe und Kunststoffschichtstärke an drei verschiedenen Punkten gemessen. Der Median dieser drei Werte wurde als repräsentativer Wert für die Vickershärte dieser Probe zur weiteren Analyse herangezogen. Aus diesen Werten war für jede Prüfgruppe ($n=10$) der Median, Q_1 und Q_3 zu bestimmen.

Zur Bewertung des Einflusses eines einzelnen Parameters wie Art der Keramik, Polymerisation, Keramikdicke und Kompositschichtstärke wurde das Signifikanzniveau α gemäß der Error-Rates-Methode (Miller, 1981) zu

$\alpha^* = 1 - (1 - \alpha)^{\frac{1}{k}}$ adjustiert, wobei k die Anzahl der beim jeweiligen Versuch auftretenden Testkombinationen darstellt. Dies bedeutet, dass ein signifikanter Einfluss dann bestand, wenn eine der Irrtumswahrscheinlichkeiten p aus den paarweisen Vergleichen für den jeweils untersuchten Versuchsparameter kleiner oder gleich α^* war.

5. Ergebnisse

5.1. Emissionsspektrum und Lichtleistung

Für die in dieser Versuchsreihe verwendete Lichtlampe wurde die Lichtleistung und das Emissionsspektrum ohne Keramik und durch Keramiken gemessen.

5.1.1. Bluephase16i

Die Bluephase16i besitzt eine Lichtleistung von 742mW und eine Gesamtlichtintensität von $1773,38 \text{ mW} / \text{cm}^2$ im High-Power-Modus (HIP). Bei Belichtung durch die Keramikscheibe fällt die Lichtintensität deutlich ab (vgl. Abb.4). Das Emissionsspektrum ist auf einen sehr engen Bereich von 403 – 503 nm begrenzt, mit einer Lichtspitze bei 443 nm.

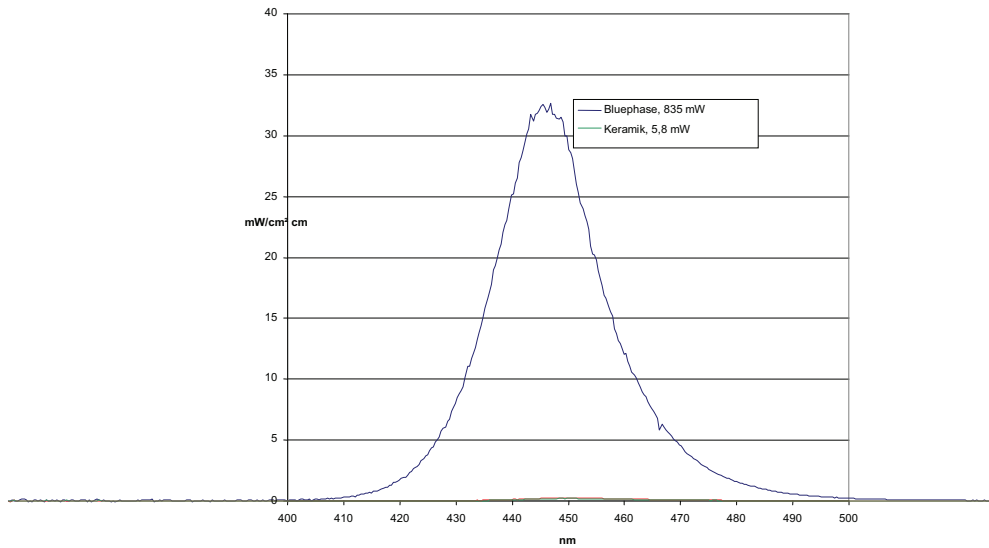


Abb. 7: Emissionsspektrum der Bluephase16i (blaue Kurve) und Emissionsspektrum der Bluephase16i durch Keramikscheibe (grüne Kurve)

5.2. Vickershärte

Abbildung 8 (vgl. Tab. 3) zeigt die Ergebnisse der Vickershärte des Befestigungssystems Multilink sprint unter Keramikschichtstärken von 1,0 mm und 2,0 mm, in einer Tiefe von 0,5 mm und 1,0 mm unter Empress2-Keramik und Cercon-Keramik, mit und ohne Lichtaktivierung.

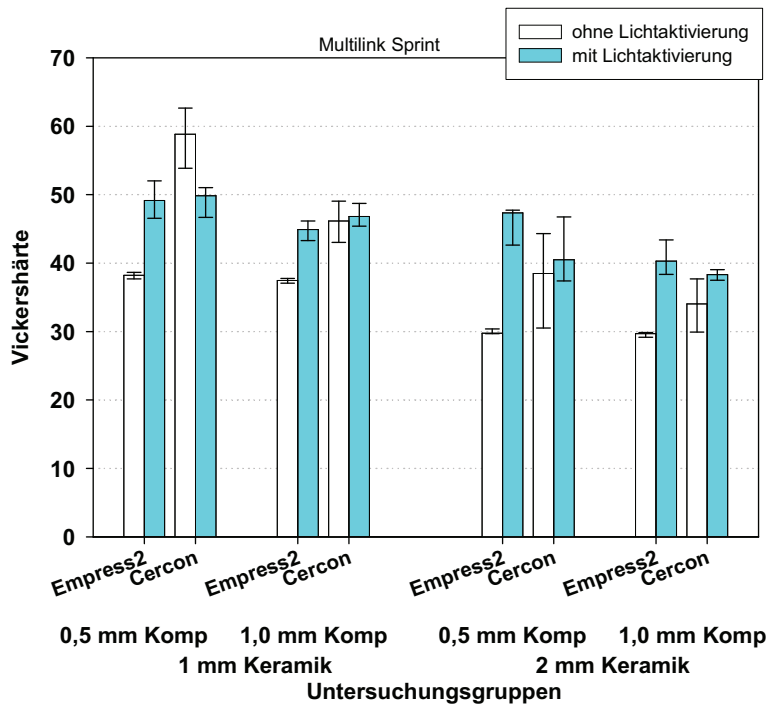


Abb. 8: Darstellung der Vickershärte des Befestigungskomposits mit Multilink sprint mit/ohne Lichtaktivierung nach Polymerisation durch 1,0 mm/2,0 mm dicke Keramik (Cercon/Empress2) in einer Messtiefe von 0,5 mm/1,0mm (Median/25%/75%-Perzentile des Komposits)

Vergleich der Keramikdicken:

Die Vickershärte beträgt bei der Empress2 Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm Keramikschicht ohne Lichtaktivierung 38,2/37,7/38,7 (Median/27%/75%-Perzentile) und unter 2,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung 29,8/29,8/30,4 (Median/25%/75%-Perzentile). Unter 2,0 mm dicker Empress2 Keramik kann in einer Tiefe von 0,5 mm ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,000$) festgestellt werden (vgl. Tab. 5).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt bei der Empress2 Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 49,2/46,6/52,1 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter 2,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 47,3/42,6/47,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Unter einer 2,0 mm dicken Keramik ist die Vickershärte in einer Komposittiefe von 0,5 mm statistisch signifikant geringer ($p=0,043$) als unter einer 1,0 mm dicken Keramik (vgl. Tab. 5).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm Empress2 Keramikschicht ohne Lichtaktivierung beträgt 37,5/37,1/37,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht 26,7/29,2/29,9 (Median/25%/75%-Perzentile). Somit kann unter 2,0mm dicken Empress2 Keramikscheiben ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,000$) festgestellt werden (vgl. Tab. 5).

Für Empress2 Keramik kann in einer Tiefe von 1,0 mm unter 1,0mm Keramikschicht mit Lichtaktivierung die Vickershärte des Befestigungskomposits mit Median 44,9/43,3/46,2 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter 2,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 40,3/38,4/43,4 (Median/25%/75%-Perzentile) ermittelt werden. Bei 2,0 mm dicken Keramikschichten kann ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,003$). Somit ist die Vickershärte unter 2,0 mm dicken Keramikschichten im Vergleich zu einer 1,0 mm dicken statistisch signifikant geringer (vgl. Tab. 5).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschiicht ohne Lichtaktivierung 58,9/58,9/62,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht 38,5/30,5/44,3 (Median/25%/75%-Perzentile) zwischen den unterschiedlichen Keramikstärken kann ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,000$) festgestellt werden (vgl. Tab. 5).

Für Cercon-Keramik konnte in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschiicht mit Lichtaktivierung 49,8/46,7/51,0 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht 40,5/37,4/46,8 (Median/25%/75%-Perzentile) ermittelt werden. Unter 2,0 mm Cercon Keramikschiichten kann mit Lichtaktivierung, in 0,5 mm Tiefe ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,015$) ermittelt werden (vgl. Tab 5.).

Bei Cercon-Keramik wurde in einer Komposittiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschiicht ohne Lichtaktivierung 46,2/43,1/49,1 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht 34,0/29,9/37,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Zwischen den unterschiedlichen Keramikstärken kann ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,000$) unter 2,0 mm Cercon Keramikschiicht festgestellt werden (vgl. Tab. 5).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0mm dicken Keramikschiicht mit Lichtaktivierung Median 46,8/45,4/48,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 2,0mm dicken Keramikschiicht 38,3153/25% 37,5019/75% 39,0561 zwischen den unterschiedlichen Keramikstärken kann ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,000$) ermittelt werden (vgl. Tab. 5).

Vergleich Lichtpolymerisation gegen Autopolymerisation:

Bei Empress2 Keramik beträgt die Vickershärte des Befestigungskomposits in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschiicht ohne Lichtaktivierung 38,2/ 37,7/38,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und bei Empress2 Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter 1,0 mm dicken Keramikschiicht mit Lichtaktivierung 49,2/

46,5/52,0 (Median/25%/75%-Perzentile). Für die Lichtaktivierung kann ein statistisch signifikant höherer Wert ($p=0,000$) festgestellt werden (vgl. Tab. 4)

Die Vickershärte des selbststätzenden und selbstadhäsiven Befestigungskomposits bei Empress2 Keramik beträgt in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramik ohne Lichtaktivierung 37,4/37,1/37,7 (Median/25%/75%Perzentile) und bei derselben Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 44,9/43,3/46,2 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier wird ein statistisch signifikant höherer Wert ($p=0,000$) für die Lichtaktivierung ermittelt (vgl. Tab. 4)

Die Vickershärte des Komposits beträgt bei Empress2 Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramik ohne Lichtaktivierung 29,7/29,7/30,4 und in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 47,3/42,6/47,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Für die Lichtaktivierung konnte ein statistisch signifikant höherer Wert ($p=0,000$) errechnet werden (vgl. Tab. 4).

Für Empress2 Keramik betrug der Wert der Vickershärte des Befestigungskomposits in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 2,0 mm dicken Schichtstärke der Keramik ohne Lichtaktivierung 29,7/29,2/29,9 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 40,3/38,4/43,4 (Median/25%/75%-Perzentile). Für die Lichtaktivierung wurde hier ein statistisch signifikant höherer Wert ($p=0,000$) ermittelt (vgl. Tab. 4).

Die Vickershärte des Komposits beträgt bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Schicht ohne Lichtaktivierung Median 58,8/58,8/62,6 (Median/25%/75%-Perzentile) und bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 49,8/46,7/51,0 (Median/25%/75%-Perzentile). Der statistisch signifikante Wert ($p=0,000$) ist für Lichtaktivierung geringer (vgl. Tab. 4).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung

46,2/43,1/49,1 (Median/25%/75%-Perzentile) und bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter 1,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 46,8/45,4/48,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Es kann kein statistisch signifikanter Wert festgestellt werden (vgl. Tab. 4).

Der Befestigungskomposit besitzt in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm Cercon-Keramik ohne Lichtaktivierung eine Vickershärte von 38,5/30,5/44,3 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 0,5 mm unter 2,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 40,5/37,4/46,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Zwischen Lichtaktivierung und ohne Lichtaktivierung kann kein statistisch signifikanter Wert ermittelt werden (vgl. Tab. 4).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt unter einer 2,0mm dicken Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm ohne Lichtaktivierung 34,0/29,9/37,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 38,3/37,5/39,1 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier kann ein statistisch signifikant höherer Wert ($p=0,023$) für die Lichtaktivierung festgestellt werden.

Keramikarten im Vergleich:

Der Befestigungskomposit besitzt in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0mm dicken Empress2 Keramikschicht ohne Lichtaktivierung die Vickershärte von 38,2/37,7/38,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 1,0 mm dicken Cercon Keramikschicht ohne Lichtaktivierung 58,8/58,8/62,6 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich unter Empress2 ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,000$) im Vergleich mit Cercon feststellen (vgl. Tab. 6).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt bei Empress2 Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter 1,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 49,2/46,6/52,0 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5mm mit Lichtaktivierung 49,8/46,7/51,0

(Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich kein statistisch signifikanter Wert ermitteln (vgl. Tab. 6).

Die Vickershärte des Komposits beträgt bei Empress2 Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung 37,4/37,1/37,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung 46,2/43,1/49,1 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich ein statistisch signifikanter höherer Wert ($p=0,000$) unter Cercon feststellen (vgl. Tab. 6).

Der Befestigungskomposit besitzt unter einer 1,0 mm dicken Empress2 Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm mit Lichtaktivierung eine Vickershärte von 44,9/43,3/46,2 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 46,8/45,4/48,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Unter Cercon lässt sich hier ein statistisch signifikanter höherer Wert ($p=0,035$) ermitteln (vgl. Tab. 6).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt unter Empress2 Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung 29,8/29,7/30,4 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Cercon Keramikschicht ohne Lichtaktivierung 38,5/30,5/44,3 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich ein statistisch signifikanter höherer Wert ($p=0,015$) für unter der Cercon Keramik feststellen (vgl. Tab. 6).

Der Befestigungskomposit besitzt in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Empress2 Keramikschicht mit Lichtaktivierung 47,3/42,6/47,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter 2,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 40,5/37,4/46,8 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich kein statistisch signifikanter Wert feststellen (vgl. Tab. 6).

Unter einer 2,0 mm dicken Empress2 Keramikschicht lässt sich eine Vickershärte des Befestigungskomposits in einer Tiefe von 1,0 mm ohne Lichtaktivierung von 29,7/29,2/29,9 (Median/25%/75%-Perzentile) messen und unter Cercon-Keramik in

einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung 34,0/29,9/37,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich ein statistisch Signifikanter Wert ($p=0,002$) feststellen.

Die Vickershärte unter der Empress2 Keramik ist geringer als unter Cercon-Keramik (vgl. Tab. 6).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt unter einer 2,0 mm dicken Empress2 Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm mit Lichtaktivierung 40,3/38,4/43,4 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter 2,0 mm dicken Cercon-Keramik in einer Tiefe von 1,0 mm mit Lichtaktivierung 38,3/37,5/39,1 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich keine statistische Signifikanz feststellen (vgl. Tab. 6).

Vergleich Kompositdicken gegeneinander (unabhängig)

Die Vickershärte des Komposits beträgt unter einer 1,0 mm dicken Empress2 Keramik in 0,5 mm ohne Lichtaktivierung 38,2/37,7/38,6 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung 37,4/37,1/37,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich kein statistisch signifikanter Wert feststellen (vgl. Tab. 7).

Unter einer 1,0mm dicken Empress2 Keramikschicht beträgt die Vickershärte des Komposits in einer Tiefe von 0,5mm mit Lichtaktivierung 49,2/46,5/52,0 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 44,9/43,3/46,2 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,001$) für 1,0 mm Komposittiefe ermitteln als bei 0,5 mm (vgl. Tab. 7).

Die Vickershärte des Komposits beträgt unter Empress2 Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramikschichten ohne Lichtaktivierung 29,8/29,7/30,4 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm 29,7/29,2/29,9 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich kein statistisch signifikanter Wert feststellen (vgl. Tab. 7).

Unter einer 2,0 mm dicken Empress2 Keramik beträgt die Vickershärte des Befestigungskomposits in einer Tiefe von 0,5 mm unter mit Lichtaktivierung 47,3/42,6/47,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm 40,3/38,4/43,4 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich eine statistisch Signifikanz feststellen. Der Wert ($p=0,004$) bei einer Tiefe von 0,5 mm statistisch signifikant höher als bei einer Tiefe von 1,0 mm (vgl. Tab. 7).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramik in 0,5 mm Tiefe ohne Lichtaktivierung 58,8/58,8/62,6 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm unter 1,0 mm dicken Keramiksichten ohne Lichtaktivierung 46,2/43,1/49,1 (Median/25%/75%-Perzentile). Der Wert statistisch signifikante Wert ($p=0,001$) ist in einer Tiefe von 0,5 mm höher als in einer Tiefe von 1,0 mm (vgl. Tab. 7)

Unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramiksicht beträgt die Vickershärte des zu testenden Komposits in einer Tiefe von 0,5 mm mit Lichtaktivierung 49,8/46,7/51,0 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm unter 1,0 mm dicken Keramiksichten mit Lichtaktivierung 46,8/45,4/48,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich kein statistisch signifikanter Wert feststellen (vgl. Tab. 7).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt unter Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter 2,0 mm dicken Keramiksichten ohne Lichtaktivierung 38,5/30,5/44,3 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm 34,0/29,9/37,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich keine statistische Signifikanz feststellen (vgl. Tab. 7).

Die Vickershärte des Komposits beträgt bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramik mit Lichtaktivierung 40,5/37,4/46,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm 38,3/37,5/39,1 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich keine statistische Signifikanz feststellen (vgl. Tab. 7).

Vergleich Kompositdicken gegeneinander (abhängig)

Die Vickershärte des Komposits beträgt unter einer 1,0 mm dicken Empress2 Keramik in 0,5 mm ohne Lichtaktivierung 38,2/37,7/38,6 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht ohne Lichtaktivierung 37,4/37,1/37,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich kein statistisch signifikanter Wert feststellen (vgl. Tab. 8).

Unter einer 1,0mm dicken Empress2 Keramikschicht beträgt die Vickershärte des Komposits in einer Tiefe von 0,5mm mit Lichtaktivierung 49,2/46,5/52,0 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm unter einer 1,0 mm dicken Keramikschicht mit Lichtaktivierung 44,9/43,3/46,2 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,013$) für 1,0 mm Komposittiefe ermitteln als bei 0,5 mm (vgl. Tab. 8).

Die Vickershärte des Komposits beträgt unter Empress2 Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramikschichten ohne Lichtaktivierung 29,8/29,7/30,4 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm 29,7/29,2/29,9 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich kein statistisch signifikanter Wert feststellen (vgl. Tab. 8).

Unter einer 2,0 mm dicken Empress2 Keramik beträgt die Vickershärte des Befestigungskomposits in einer Tiefe von 0,5 mm unter mit Lichtaktivierung 47,3/42,6/47,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm 40,3/38,4/43,4 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich eine statistisch Signifikanz feststellen. Der Wert ($p=0,005$) bei einer Tiefe von 0,5 mm statistisch signifikant höher als bei einer Tiefe von 1,0 mm (vgl. Tab. 8).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramik in 0,5 mm Tiefe ohne Lichtaktivierung 58,8/58,8/62,6 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm unter 1,0 mm dicken Keramikschichten ohne Lichtaktivierung 46,2/43,1/49,1 (Median/25%/75%-

Perzentile). Der Wert statistisch signifikante Wert ($p=0,005$) ist in einer Tiefe von 0,5 mm höher als in einer Tiefe von 1,0 mm (vgl. Tab. 8)

Unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramikschicht beträgt die Vickershärte des zu testenden Komposits in einer Tiefe von 0,5 mm mit Lichtaktivierung 49,8/46,7/51,0 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm unter 1,0 mm dicken Keramikschichten mit Lichtaktivierung 46,8/45,4/48,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich kein statistisch signifikanter Wert feststellen (vgl. Tab. 8).

Die Vickershärte des Befestigungskomposits beträgt unter Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter 2,0 mm dicken Keramikschichten ohne Lichtaktivierung 38,5/30,5/44,3 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm 34,0/29,9/37,7 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich eine statistisch signifikant geringerer Wert für die Komposittiefe 1,0 mm ($p=0,015$) im Vergleich zu der Messtiefe 0,5 mm feststellen (vgl. Tab. 8).

Die Vickershärte des Komposits beträgt bei Cercon-Keramik in einer Tiefe von 0,5 mm unter einer 2,0 mm dicken Keramik mit Lichtaktivierung 40,5/37,4/46,7 (Median/25%/75%-Perzentile) und in einer Tiefe von 1,0 mm 38,3/37,5/39,1 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier lässt sich eine statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,047$) für die Messtiefe 1,0 mm feststellen (vgl. Tab. 8).

Ergebnisse der Error-Rates-Methode:

Die Ergebnisse der Error-Rates-Methode haben gezeigt, dass die Keramikdicke unabhängig von Keramikart, Lichtaktivierung und Kompositdicke einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte hat ($k=8$; $p<0,006$).

Die Lichtaktivierung hat unabhängig von allen Parametern einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte ($k=8$; $p<0,006$).

Die Keramikart hat unabhängig von allen Parametern einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte ($k=8$; $p<0,006$).

Im unabhängigen Vergleich hat die Kompositschichtdicke sowohl unabhängig ($k=8$; $p<0,006$) als auch abhängig Wilcoxon ($k=8$; $p<0,006$) einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte ($k=8$; $p<0,006$).

5.3. Durchhärtetiefe

Abbildung 9 (vgl. Tab.2) zeigt die Ergebnisse der Durchhärtetiefe des Befestigungssystems Multilink sprint unter Keramikschichtstärken von 1,0 mm und 2,0 mm, in einer Tiefe von 0,5 mm und 1,0 mm unter Empress2-Keramik und Cercon-Keramik, mit und ohne Lichtaktivierung.

Für diese Abbildung wurden nur Proben verwendet welche nach ISO 4049 eine Minstdurchhärtetiefe von 2,0 mm erreichten (Anmerkung: 2,0mm Durchhärtetiefe wurden angesetzt um gut auswertbare Ergebnisse zu bekommen und dies wurde auch bei allen Proben erzielt).

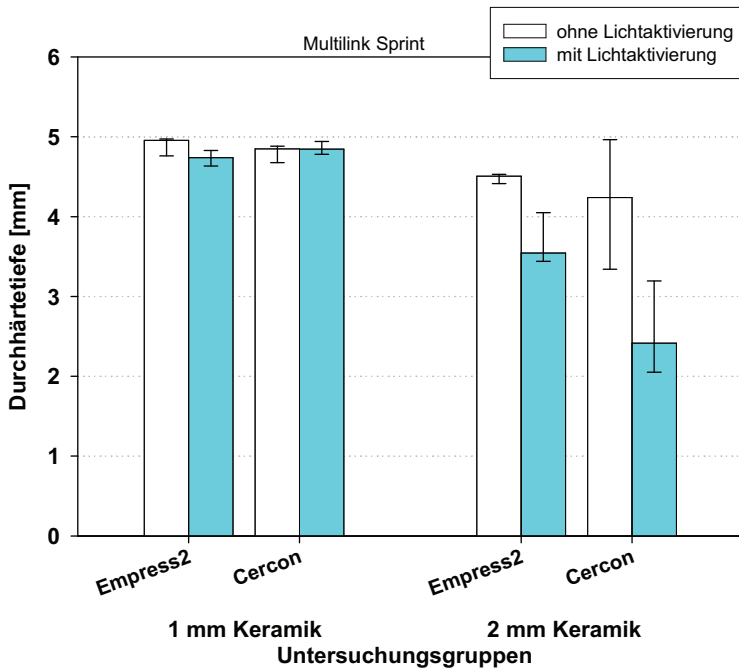


Abb. 9: Darstellung der Durchhärtetiefe (DHT) von Multilink sprint mit/ohne Lichtaktivierung nach Polymerisation durch 1,0 mm/2,0 mm dicke Keramik(Empress2/Cercon) (Median/25%/75%-Perzentile des Komposits).

Vergleich unterschiedlicher Keramikdicken:

Die Durchhärtestiefe beträgt bei der Empress2 Keramik unter einer 1,0 mm dicken Keramikschiicht ohne Lichtaktivierung 4,9/4,8/4,9 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht 4,5/4,4/4,5 (Median/25%/75%-Perzentile). Zwischen den unterschiedlich dicken Keramiken kann eine statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,002$) für 2,0mm dicke Keramikschiichten festgestellt werden (vgl. Tab. 5).

Die Durchhärtestiefe unter einer 1,0 mm dicken Empress2 Keramik mit Lichtaktivierung beträgt 4,7/4,6/4,8 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht 3,5/3,4/4,1 (Median/25%/75%-Perzentile). Zwischen den unterschiedlich dicken Keramikschiichten kann eine statistische Signifikanz festgestellt werden. Bei 2,0 mm dicken Keramikschiichten mit Lichtaktivierung wird ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,000$) ermittelt (vgl. Tab. 5).

Die Durchhärtestiefe des Befestigungskomposits beträgt unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramik ohne Lichtaktivierung 4,8/4,7/4,9 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht 4,2/3,3/4,9 (Median/25%/75%-Perzentile). Zwischen den unterschiedlich dicken Keramiken kann kein statistisch signifikanter Wert festgestellt werden (vgl. Tab. 5).

Unter einer 1,0 mm dicken Cercon-Keramik unter beträgt die Durchhärtestiefe des Komposits mit Lichtaktivierung 4,8/4,8/4,9 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 2,0 mm dicken Keramikschiicht 2,4/2,1/3,2 (Median/25%/75%-Perzentile). Die Durchhärtestiefe ist unter 2,0 mm dicken Keramikschiichten mit Lichtaktivierung statistisch signifikant geringer ($p=0,000$) als bei 1,0 mm dicken Keramikschiichten (vgl. Tab. 5).

Vergleich der unterschiedlichen Keramikarten:

Die Durchhärtestiefe des Komposits beträgt bei der Empress2 Keramik unter einer 1,0 mm dicken Keramikschiicht ohne Lichtaktivierung 4,9/4,7/4,9 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 1,0 mm dicken Cercon Keramikschiicht 4,8/4,7/4,9

(Median/25%/75%-Perzentile). Zwischen den unterschiedlich dicken Keramiken kann kein statistisch signifikanter Wert werden (vgl. Tab. 6).

Die Durchhärtestiefe des Komposits beträgt bei der Empress2 Keramik unter 1,0 mm dicken Keramiksichten mit Lichtaktivierung 4,7/4,6/4,8 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter einer 1,0 mm dicken Cercon Keramiksicht 4,8/4,7/4,9 (Median/25%/75%-Perzentile). Zwischen den unterschiedlich dicken Keramiksichten kann ein statistisch signifikant niedrigerer Wert ($p=0,000$) für Empress2 ermittelt werden (vgl. Tab. 6).

Die Durchhärtestiefe beträgt unter einer 2,0 mm dicken Empress2 ohne Lichtaktivierung 4,5/4,4/4,5 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter 2,0 mm dicken Cercon Keramiksichten ohne Lichtaktivierung 4,2/3,3/4,9 (Median/25%/75%-Perzentile). Somit kann kein statistisch signifikanter Wert festgestellt werden (vgl. Tab. 6).

Für den Befestigungskomposit beträgt die Durchhärtestiefe bei der Empress2 Keramik unter einer 2,0 mm dicken Keramiksicht mit Lichtaktivierung Median 3,5/3,4/4,1 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter 2,0 mm dicken Cercon Keramiksichten 2,4/2,1/3,2 (Median/25%/75%-Perzentile). Hier kann ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,005$) für Cercon Keramik ermittelt werden (vgl. Tab. 6)

.

Vergleich der Durchhärtestiefe mit und ohne Lichtaktivierung:

Die Durchhärtestiefe des Komposits beträgt unter einer 1,0 mm dicken Empress2 Keramik ohne Lichtaktivierung Median 4,9/4,8/4,9 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter 1,0 mm Empress2 Keramiksicht mit Lichtaktivierung 4,7/4,6/4,8 (Median/25%/75%-Perzentile). Somit lässt sich kein statistisch signifikanter Wert ermitteln (vgl. Tab. 4).

Die Durchhärtestiefe des Befestigungskomposits beträgt bei der Empress2 Keramik unter 2,0 mm dicken Keramiksichten ohne Lichtaktivierung 4,5/4,4/4,5 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter 2,0 mm dicken Empress2 Keramiksichten mit Lichtaktivierung 3,5/3,4/4,1 (Median/25%/75%-Perzentile). Für die

Durchhärtetiefe lässt sich ein statistisch signifikant geringerer Wert ($p=0,001$) unter 2,0mm dicken Empress2 Keramikscheiben feststellen (vgl. Tab. 4).

Unter 1,0 mm dicken Cercon-Keramiksichten lässt sich für den Befestigungskomposit die Durchhärtetiefe ohne Lichtaktivierung 4,8/4,7/4,8 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter Cercon 1,0 mm mit Lichtaktivierung 4,8/4,8/4,9 (Median/25%/75%-Perzentile) feststellen. Somit lässt sich kein statistisch signifikanter Wert errechnen (vgl. Tab. 4).

Unter 2,0 mm dicken Cercon-Keramikscheiben konnte für den Befestigungskomposit ohne Lichtaktivierung folgende Durchhärtetiefe 4,2/3,3/4,9 (Median/25%/75%-Perzentile) und unter 2,0 mm Cercon Keramikschichten mit Lichtaktivierung 2,4/2,1/3,2 (Median/25%/75%-Perzentile) bestimmt werden. Hier lässt sich ein statistisch signifikanter Unterschied ermitteln. Die Durchhärtetiefe ist unter 2,0 mm dicken Cercon-Keramiksichten mit Lichtaktivierung geringer ($p=0,001$) als unter 2,0 mm dicken Schichten ohne Lichtaktivierung (vgl. Tab. 4).

Ergebnisse der Error-Rates-Methode:

Die Ergebnisse der Error-Rates-Methode haben gezeigt, dass die Keramikdicke unabhängig von Keramikart, Lichtaktivierung und Kompositdicke einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe hat ($k=4$; $p < 0,012$).

Die Lichtaktivierung hat unabhängig von allen Parametern einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe ($k=4$; $p < 0,012$).

Die Keramikart hat unabhängig von allen Parametern einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe ($k=4$; $p < 0,012$).

6. Diskussion

Die Qualität einer keramischen Restauration ist abhängig von vielen verschiedenen Faktoren, wie Art der Keramik und des Befestigungsmaterials, dem technischen Herstellungsverfahren oder der Art der Präparation. Hofmann et al. führen eine adäquate Polymerisation des Befestigungskomposites als den ausschlaggebenden Faktor zur Erzielung optimaler physikalischer und biologischer Eigenschaften eines Befestigungskomposites an, die für die Langlebigkeit einer keramischen Restauration verantwortlich sein soll (62). Der erzielte Polymerisationsgrad beeinflusst Härte, Abrasionsfestigkeit, Wasserlöslichkeit, Restmonomergehalt und Biokompatibilität eines Kunststoffes (65).

Ein hoher Polymerisationsgrad bei lichthärtenden und dualhärtenden Kompositen steht in direktem Zusammenhang mit Lichtintensität und Wellenlänge des verwendeten Polymerisationsgerätes, der Initiatorkonzentration, des verwendeten Materials sowie der Transmission nach Absorption und Streuung. Er ist zudem abhängig von verfahrenstechnischen Faktoren: Ausrichtung, Platzierung und Größe des Lichtleiters, Dicke der durchstrahlten Materie, Inkrementtechnik und Bestrahlungszeit (8,56). Probleme die mit inadäquater Polymerisation assoziiert werden, sind unzureichende physikalische Eigenschaften (16,49,56), gesteigerte Löslichkeit im oralen Milieu und erhöhte Mikroleakage mit resultierenden Erkrankungen der Pulpa (79,118).

Ziel dieser Studie war es, anhand der Vickershärte und Durchhärtetiefe als Maß für die Polymerisation, den Einfluss von verschiedenen Keramikarten (Empress2 und Cercon) in unterschiedlichen Schichtstärken (1,0 mm bzw. 2,0 mm) auf einen Befestigungskomposit, der entweder mit oder ohne Lichtaktivierung verarbeitet wurde, zu bestimmen.

6.1. Methoden

6.1.1. Vickershärte als Maß der Polymerisation

In vorliegender Untersuchung wurde zur Evaluation der Polymerisation die Härteprüfung nach Vickers verwendet. Der Konversionsgrad eines Polymers kann allerdings durch mehrere Methoden getestet werden: Optische Methode, Kratztest, Härtetest, und Fourier-Transformation Infrarot Spektroskopie (FTIR), wobei FTIR und Laser-Raman-Spektroskopie die einzigen direkten Messverfahren darstellen.

Bei der optischen Methode wird die Änderung der Transluzenz der Komposite gemessen, um die Aushärtetiefe zu bestimmen (29). Mittels Infrarotspektroskopie wird der Prozentsatz der Doppelbindungen, die während der Polymerisation in einfache Bindungen umgewandelt wurden, gemessen. Die C=C Doppelbindungen erzeugen einen Peak bei 1640cm^{-1} , der aromatische Ring des Bis-GMA bei 1620cm^{-1} (29). Diese Auswertungsmethode erlaubt qualitative und quantitative Aussagen zur Polymerisation, wenn die Zusammensetzung des Komposite und der jeweilige Anteil der Einzelkomponenten genau bekannt ist. Auch muss der Photoinitiator, Kampherchinon, berücksichtigt werden; er besitzt einen Phenolring, der zusätzlich die Messergebnisse verfälschen kann. Aromatische und aliphatische Monomere werden von keinem universellen Verfahren zur Messung der Konversionsrate berücksichtigt.

Beim Vergleich der vier gängigsten Methoden fanden DeWald und Ferracane heraus, dass die optische Methode und der Kratztest ähnliche Ergebnisse lieferten, jedoch das Ausmaß der tatsächlichen Polymerisation überschätzten (29). Die Härtemessung und die FTIR ergaben ebenfalls eine hohe Korrelation der Ergebnisse (29). Da die FTIR als empfindlichstes Verfahren zur Messung der Konversionsrate gilt, kann die in der vorliegenden Untersuchung angewendete Härteprüfung nach DIN-EN ISO 6507-1 als eine kostengünstigere und einfachere Alternativmethode betrachtet werden.

6.1.2. Durchhärtetiefe als Maß der Polymerisation

In der vorliegenden Untersuchung wurde der Kratztest nach ISO 4049 angewendet. Bei dieser Methode zur Ermittlung der Durchhärtetiefe wird der nicht ausgehärtete Anteil der Probe mit einem Plastikspatel entfernt und die Länge des zylindrischen Probenkörpers mit einem Mikrometer oder einer Schieblehre ermittelt (29,48,54,120). Der Kratztest sollte immer nur von einer Person durchgeführt werden, was in vorliegender Studie eingehalten wurde. Ansonsten können differierende Ergebnisse aufgrund veränderter Techniken und subjektiver Beurteilung (78,131) resultieren.

Ein anderes Verfahren zur Messung der Durchhärtetiefe beschreiben Kleverlaan und De Gee in einer Studie. Man legt einen Probenkörper in eine, mit Aceton gefüllte, Mischkapsel und der unpolymerte Anteil wird per Mischvorrichtung (Silamat) innerhalb von 15 Sekunden entfernt (29,78). Vorteil dieser Methode ist, dass die Testbedingungen reproduzierbar bleiben, auch wenn sie von verschiedenen Personen durchgeführt werden. Eine weitere Alternative zur Ermittlung der Durchhärtetiefe ist die Messung mittels Penetrometer. Auch hier wird der unpolymerte Anteil nicht manuell abgeschabt, sondern von der Nadel des Messgerätes mit einer definierten Kraft durchgedrungen, bis gehärtete Areale erreicht werden (34,87).

Die Ermittlung der Durchhärtetiefe gibt keinen Aufschluss über die Qualität der Polymerisation in tiefer liegenden Schichten, beispielsweise dort, wo ungehärtetes Material abgeschabt wurde (120).

Da der vorliegende Versuch nur von einer Person durchgeführt sowie mit einer Prüfung der Vickershärte kombiniert wurde, war die einfache und schnelle manuelle Kratzmethode das Verfahren der Wahl.

6.1.3. Prüfkörperherstellung

Für die Untersuchung der Durchhärtetiefe von Befestigungskomposit unter Keramik- oder Kompositwerkstücken wurden bisher in den meisten Fällen Plättchen des jeweiligen Restaurationsmaterials in verschiedenen Dicken verwendet, wodurch im wesentlichen eine okklusale Füllung simuliert wurde (21,136). In den meisten Studien werden die Plättchen nur über das zu polymerisierende Komposit gelegt und für die nächste Probe wiederverwendet, die adhäsive Befestigung wird somit nicht nachgeahmt. Es entsteht eine Sauerstoffinhibitionsschicht auf der zu messenden Oberfläche des Komposites, die vor der Härtemessung entfernt werden muss. Um diese Problematik zu umgehen, wurden in der vorliegenden Studie für jeden Probenkörper je eine Keramikscheibe hergestellt, die adhäsiv mit dem zu messenden Komposit verbunden wurde. Wegen der hohen Frakturanfälligkeit von Keramiken gilt eine Mindestschichtstärke von 1,5 mm - 2,0 mm als der allgemein anerkannte Richtwert für keramische Restaurationen. Infolgedessen wurden Scheiben aus leuzithverstärkter Lithiumdisilikatkeramik und Zirkonoxidkeramik in zwei verschiedenen Stärken (1,0 mm bzw. 2,0 mm) verarbeitet. Um Mikrorisse, die den adhäsiven Verbund schwächen würden, zu minimieren wurden die Scheiben unter permanenter Wasserkühlung mit Feinkorndiamanten ausgearbeitet. Des Weiteren wurden zwei verschieden hohe Stahlformen (6,0 mm bzw. 7,0 mm) benötigt, um die Durchhärtetiefe für beide Keramikdicken später miteinander vergleichen zu können. Die maximal erreichbare Durchhärtetiefe beträgt somit für alle Probenkörper maximal 5,0mm. Auf das Anmischen des Komposit konnte kein Einfluss genommen werden, da ein selbstmischendes System verwendet wurde.

Um einen konstanten Wert für die Lichtaktivierung zu erhalten, wurde in vorliegender Studie nur eine Lampe (Bluephase 16i) mit direkten Kontakt während der Beleuchtungszeit zur Keramikscheibe verwendet.

Ein Problem dieser Studie ergab sich aus dem Zeitpunkt der Härtemessung. Die Proben konnten erst 24 Stunden nach Einbettung vermessen werden. Ozyesil et al. (91) zeigten, dass dualhärtendes Variolink II nach 24 Stunden-Nachhärtung einen signifikant höheren Konversionsgrad im Vergleich zur Sofortmessung erzielte. Um

vergleichbare Ergebnisse mit einer parallel laufenden Studie mit Variolink II zu erzielen, wird dies auch für das hier verwendete dualhärtende Befestigungskomposit Multilink sprint angenommen. Auf eine Ermittlung der Nachhärtung musste bei vorliegender Studie verzichtet werden, andererseits konnte der Effekt der Nachhärtung auf diese Weise in den Ergebnissen berücksichtigt werden.

6.1.4. Lichtintensität und Beleuchtungsdauer

Chan und Boyer schätzten die Beleuchtungsdauer eines Komposites durch Keramik mit $t = t_0 * T_c^{-1/2}$. Dabei ist t_0 die Zeit, die benötigt wird, eine maximale

Oberflächenhärte des Komposites ohne aufliegende Keramik zu erreichen und t die Zeit für maximale Härte im Falle einer aufliegenden Keramik. T_c ist der Transmissionskoeffizient und l die Keramikdicke (26). Das heißt, dass dickere Keramikschichten und dunklere Keramikfarben durch eine Verlängerung der Belichtungszeit kompensiert werden können. Jedoch zeigten Blackman et al. auf, dass für ein Komposit unter Keramiken mit einer Schichtstärke von 4,0 mm auch bei einer Erhöhung der Belichtungszeit auf 120 Sekunden keine vollständige Aushärtung erzielt wird (14).

Die Härte von lichtaktivierten Kompositen hängt von der Lichtintensität ab (137). Die Lichtintensität ist definiert als die Anzahl der Photonen, die pro Sekunde auf einem Quadratzentimeter des Zielortes ankommen (133). Eine Verringerung der Lichtintensität lässt sich durch eine Verlängerung der Belichtungszeit kompensieren (105). Rueggeberg et al. ließen somit auch den Umkehrschluß zu, dass sich eine Verringerung der Belichtungszeit durch eine Vergrößerung der Lichtintensität kompensieren lässt („total energy concept“) (113). Die möglichen Probleme einer Polymerisation mit erhöhter Lichtintensität sind erhebliche Schrumpfung und Schrumpfungstress innerhalb des Komposites, da nun der Gelzeitpunkt, ab dem keine Bewegung der Moleküle mehr möglich ist, viel schneller erreicht wird. Zusätzlich kommt es zu erhöhter Wärmebildung, das wiederum zu Pulpaschäden führen kann (122).

In der vorliegenden Studie wurde für die Lichtaktivierung bei allen Keramiken und Keramikdicken eine Belichtungszeit von 20 Sekunden gewählt.

Um die genaue Lichtintensität der hier verwendeten Bluephase16i (LED Gerät) zu bestimmen, wurde diese nach ISO Normen mit einem Radiometer gemessen. Eine Messung der Intensität ist daher von Bedeutung, da LED-Geräte sehr stark in ihrer Leistung variieren (137). Trotz gleichartiger Herstellung der LEDs auf einem sogenannten Wafer entstehen qualitativ unterschiedliche Dioden, die daher in unterschiedliche Güteklassen unterteilt werden. Abweichungen von den Angaben des Herstellers sind deshalb häufig zu erwarten. Die Lichtintensität der Bluephase16i beispielsweise ist mit $1773\text{mW} / \text{cm}^2$ im High Power Modus (HIP) um den Faktor 1,61 größer als die Hersteller deklarieren.

6.2. Vickershärte

6.2.1. Einfluss der Lichtaktivierung

In vorliegender Studie wurden die Vickershärten von Multilink sprint bei Photopolymerisation und reiner Dunkelhärtung in zwei verschiedenen Kompositschichtstärken (0,5 mm und 1,0 mm) verglichen.

Seit der Einführung von Kunststoffen in der Zahnmedizin werden Werkstoffprüfungen jeglicher Art zur Beurteilung von Qualität und Langzeitfestigkeit durchgeführt. Die Bestimmung des Polymerisationsgrades über die Oberflächenhärte von Kompositen ist die am häufigsten verwendete Methode, um verschiedene Polymerisationstechniken und Polymerisationsgeräte miteinander vergleichen zu können (34,93,107,128,136).

Wenn Licht die Kompositmasse passiert, wird die Lichtintensität durch Streuung und Absorption reduziert. Daraus resultiert eine wesentliche Reduktion der

ursprünglichen Arbeitsleistung des Polymerisationsgerätes und eine unterschiedliche Härte zwischen Oberfläche und tiefer liegenden Schichten (96). Deshalb ist es auch von erheblicher Relevanz, die Leistungsfähigkeit von Lichthärtegeräten nicht nur an der Oberfläche ausgehärteten Komposites zu testen, sondern auch in verschiedenen Kompositschichten (113,120,121).

Hier konnte festgestellt werden, dass jede Lichtaktivierung (20 Sekunden) die Vickershärte im Vergleich zur reinen Dunkelhärtung (360 Sekunden) erhöht.

6.2.2. Einfluss der Keramikdicke

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung machen eine Wechselbeziehung zwischen Keramikdicke und Härte des Komposits deutlich. Eine Abnahme der Härte des Komposit mit zunehmender Keramikdicke ist ersichtlich. Die Keramikdicke hat einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte.

In Übereinstimmung dazu kamen auch Blackman et al. und Warren in einer Studie zur Härteprüfung lichthärtender Komposite unter verschiedenen dicken Keramikscheiben zu dem Fazit, dass mit zunehmender Schichtstärke der Keramik die Härte des darunterliegenden Komposites abnimmt (136), da weniger Licht das Komposit erreicht und so die lichtabhängige Polymerisation nur noch bedingt stattfindet (15,108).

Bei reiner Dunkelhärtung hat die Keramikdicke keinen Einfluss auf die Vickershärte des Komposits.

Dentale Keramiken sind transluzent. Die Lichtmenge, die transluzentes Material durchdringt, kann mit $I = I_0 * t_c^X$ angenommen werden; wobei I die Lichtintensität ist, welche durch die Keramik dringt und I_0 die Lichtenergie, welche die Keramik verlässt. X ist die Keramikdicke und t_c die Materialkonstante (23). Die direkte Transmission beträgt dagegen bereits bei Keramikstärken von 1,0 mm weniger als 1%. Rueggeberg und Craig haben die Transmission von Kompositen verschiedener

Schichtstärken gemessen und kamen zu dem Ergebnis, dass bei 1,5 mm die Transmission noch 22% beträgt, bei 4,0 mm Schichtstärke jedoch nur noch 2,5% (114). Es ergab sich eine exponentielle Abhängigkeit zwischen Transmission und der Schichtdicke. Bei der Messung der Emission wurde in vorliegender Studie eine ähnlich überproportionale Abnahme der Emission mit zunehmender Schichtdicke festgestellt.

Den meisten Keramiken werden Opaker und Oxide zur Farbgebung beigemischt, welche als Streuungszentren innerhalb der Keramik fungieren. Auch Zugaben für die Stabilität dienen als Streuungszentren (wie Zirkonoxid in Cercon Keramik). Durch die diffuse Lichtstreuung wird ein transluzentes Erscheinen gefördert, das zu einer Verbesserung der Ästhetik führt. Dieser Effekt bewirkt ein natürlicheres Aussehen der Restauration. Die Zusammensetzung der Keramik spielt bei der Frage, welche Lichtmenge an das Material gelangt, eine entscheidende Rolle und beeinflusst den Polymerisationsgrad des Komposites maßgeblich. Da sich mit zunehmender Schichtstärke auch die Opazität der Keramik erhöht, können diese beiden Parameter nur schlecht unabhängig voneinander diskutiert werden (130). Folgerichtig kamen Cardash et al. zu dem Erkenntnis, dass ab 2,0 mm Keramikstärke die Farbe einen wesentlichen Einfluss auf die Menge des absorbierten Lichtes hat (26). Fraglich bleibt, ob bei dunkleren Farben die Unterschiede schon bei geringeren Schichtstärken in Erscheinung getreten wären.

6.2.3. Einfluss der Keramik

Wie bereits in 6.2.3. Einfluss der Keramik erläutert nimmt die Wahl der Keramik auch Einfluss auf die Vickershärte. Da durch höhere Opazität die Lichtintensität erheblich abnimmt und somit nur noch geringere Kompositschichtstärken zu durchdringen vermag, bevor ihre Intensität nicht mehr ausreicht um Kampherchinon anzuregen und damit ein Kettenwachstum zu initiieren.

6.2.4. Einfluss der Kompositschichtdicke

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen eine Abnahme der Härte mit zunehmender Kompositschichtdicke (bei Lichtaktivierung). Im unabhängigen Vergleich hat die Schichtdicke einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Vickershärte.

Die Härteabnahme lässt sich mit der Verringerung der Transmission bei zunehmender Schichtdicke des Kompositmaterials erklären (84). Frühere Studien belegen, dass eine Vergrößerung der Kompositschichtdicke eine Verringerung der Härte (119,128) und des Konversionsgrades zur Folge haben. Deshalb muss beachtet werden, bei reiner Lichtaktivierung die maximale Schichtstärke der Inkremente auf 2,0 mm zu begrenzen (104,113).

Übereinstimmend zu vorliegenden Ergebnissen haben auch Mills et al. in einer Studie zum Vergleich eines High-Power-LED-Gerätes mit einem Halogengerät eine Härteabnahme mit zunehmender Kompositschichtdicke ermittelt. Sie stellten fest, dass nicht nur die Härtezahl in verschiedenen Schichtdicken, sondern auch die Verringerung der Härte in Abhängigkeit von der Messtiefe von Bedeutung ist (92), was auch in den gegenwärtigen Ergebnissen für Lichtaktivierung bestätigt werden kann.

Die Probenkörper wurden in vorliegender Studie mit Nassschleifpapier auf Schichtdicken von 1,0mm und 0,5mm reduziert, was ungefähr dem zehnfachen bis zwanzigfachen einer klinisch akzeptablen Zementfuge entspräche (97,99). Aus verfahrenstechnischen Gründen war es jedoch nicht möglich, kleinere Stärken als 0,5mm zu erzeugen, so dass die Messungen in 1,0 mm und 0,5 mm Tiefe durchgeführt wurden.

6.3. Durchhärtetiefe

6.3.1. Einfluss der Lichtaktivierung

In der vorliegenden in vitro Studie wurden die Durchhärtetiefe von Kompositprüfkörpern gemäß ISO 4049 nach Lichtaktivierung oder als reine Dunkelhärtung ermittelt. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass Lichtaktivierung einen signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe von dualhärtendem Komposit hat.

Bestrahlung mit sichtbarem Licht im blauen Spektrum führt bei lighthärtenden und dualhärtenden Kompositen zur Produktion von freien Radikalen und somit zu einem Kettenwachstum. Das Licht penetriert die oberen Schichten des Komposites, während Absorptionen im Material ein Vordringen des Lichtes in seiner gesamten Intensität bis in tiefere Schichten verhindern (113). Die Radikale, die in den oberen Schichten gebildet werden, initiieren die Polymerisation. Bis zu einer gewissen Tiefe pflanzt sich die Aktivierung von Kampherchinon und somit das Kettenwachstum fort, welches in tieferen Arealen durch mangelndes Nutzlicht stagniert und unpolymerisiertes Material belässt (55,79,93). Die minimale Konzentration freier Radikale, die ausreicht, um eine Polymerisation in Gang zu setzen, ist unbekannt. Um eine möglichst hohe Konzentration freier Radikale zu erhalten, sollten Polymerisationsgeräte im Absorptionsbereich des Initiators ihre Leistungsspitzen aufweisen (34,65,93) und mit einer ausreichenden Lichtintensität gemäß ISO/TS 10650 (7,68) arbeiten.

Im vorliegenden Fall, so wie auch in den meisten klinischen Fällen, soll Kampherchinon mit einem Absorptionsmaximum bei 468nm initiiert werden. Watts et al. stellten diesbezüglich fest, dass spektrale Verteilung der Lichtintensität bei handelsüblichen Geräten variieren und die Durchhärtetiefe von Kompositen beeinflussen können (137). So weisen LED Geräte ein sehr schmales Spektrum auf. Das Maximum der Bluephase16i liegt bei 443nm.

In vorliegender Untersuchung wurde festgestellt, dass Lichtaktivierung, im Gegensatz zu reiner Dunkelhärtung, einen signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe hat.

6.3.2. Einfluss der Keramikdicke

In vorliegender Untersuchung wurde gefunden, dass mit zunehmender Keramikdicke eine Verringerung der Durchhärtetiefe festzustellen ist.

Es ist bekannt, dass nach künstlicher Reduktion der Lichtintensität (z.B. bei Durchstrahlung von Keramik) eine konstante Verringerung der Durchhärtetiefe erfolgt (51). In Anlehnung an eine Pilotstudie von Rasetto et al. (108) wurde in der vorliegenden Studie die Bestrahlungsstärke mit 1,0 mm und 2,0 mm dicken Keramikscheiben mittels Spektralradiometer gemessen. Hier offenbarte sich ein beachtlicher Verlust der Lichtintensität sowohl durch Empress2 als auch durch Cercon Keramikscheiben. Die Lichtintensität der Bluephase16i verringerte sich von 7.1% auf 1.3% der ursprünglichen Intensität.

Die Relevanz der von Strang et al. (124) geforderten längeren Belichtungszeit bei Beleuchtung von Keramik wird hier begreiflich.

Im Ergebnis besteht demnach der ganz allgemeine Zusammenhang, dass die Beleuchtung von Keramik zu einer Abnahme der Lichtintensität führt und dies wiederum eine Reduktion der Durchhärtetiefe nach sich ziehen kann. Die Ergebnisse dieser Studie belegen eben diese Wirkungszusammenhänge für die Lichtaktivierung. Die Dicke der Keramik hat bei Lichtaktivierung einen signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe.

Klinisch relevant sind große Keramikstärken in sehr tiefen Approximalkästen an der pulpo-axialen Wand. Lutz et al. stellten fest, dass sich mit einer Belichtungszeit von 60 Sekunden ein rein lichthärtendes Komposit unter Schichten von maximal 3,0 mm Schmelz, 2,0 mm Dentin, 2,5 mm Komposit, 2,5 mm Porzellan und 3,5 mm Glaskeramik gerade noch aushärten lässt (86). Warren erläutert in diesem

Zusammenhang die Problematik von Veneers zum Ausgleich von rotierten Zähnen, Diastemata oder Zapfenzähnen: Die Dicke der Keramik, die bei Veneers normalerweise 0,5-1,0 mm beträgt, kann sich hier auf beachtliche Stärken erhöhen (136).

Bei reiner Dunkelhärtung nimmt die Keramikdicke einen signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe.

6.3.3. Einfluss der Keramik

In der vorliegenden Studie wurden die Keramikarten Empress2 (leuzithverstärkte Keramik) und Cercon (Zirkonoxidkeramik) verglichen. Wobei festgestellt werden konnte, dass bei reiner Dunkelhärtung unter Verwendung von Multilink sprint einen signifikanten Unterschiede in der Durchhärtetiefe festgestellt werden konnten. Wohingegen bei Lichtaktivierung die Keramikart einen signifikanten Einfluss auf die Durchhärtetiefe genommen hat.

Hier konnte festgestellt werden, dass Cercon weniger transluzent als Empress II ist, und somit im Umkehrschluss höhere Lichtabsorption betreibt, was die Lichtintensität reduziert (51). Bei gleichen Keramikschichtstärken ist die Durchhärtetiefe unter Cercon signifikant geringer.

6.4. Schlussfolgerungen

Ziel der vorliegenden Studie war anhand der Durchhärtetiefe und der Vickershärte einen Vergleich zwischen zwei Keramikarten (Empress2 und Cercon) unterschiedlicher Schichtstärke herzustellen. Bei den Versuchsreihen wurde ein dualhärtender selbststützender und selbstprimender Befestigungskomposit (Multilink

sprint) verwendet der entweder durch Lichtaktivierung (20 Sekunden) oder über seine chemische Härtung (360 Sekunden) polymerisiert wurde.

Die wichtigsten Ergebnisse der Untersuchung sind im Einzelnen:

1. Die Dicke der Keramikrestauration beeinflusst maßgeblich die Polymerisation: Mit Zunahme der Keramikdicke verringern sich die Werte für die Durchhärtetiefe/Vickershärte tendenziell.
2. Die Art der Keramikrestauration hat einen erheblichen Einfluss auf die Durchhärtetiefe/Vickershärte bei Lichtaktivierung. Da hier Cercon deutlich weniger transluzent als Empress2 ist, nehmen die Werte tendenziell ab.
3. Die Lichtaktivierung erhöht die Durchhärtetiefe/Vickershärte bei allen Keramiken und Keramikschichtstärken. (Obwohl Licht bei rein chemisch härtenden Proben keine Rolle spielen sollte, scheint in dieser Studie jeder Lichtkontakt die Härte auch bei den rein chemisch härtenden Proben noch zu beeinflussen. Scheinbar selbst das Licht während dem zurücktrimmen der Proben vor der Vickershärtebestimmung)

7. Zusammenfassung

In vorliegender in vitro Untersuchung sollte der Frage nachgegangen werden, inwieweit die Durchhärtetiefe und Vickershärte eines selbstätzenden, dualhärtenden Befestigungskomposits durch unterschiedliche Polymerisationsarten, Lichtpolymerisation (Bluephase16i; 20 Sekunden) und chemische Härtung (keine Belichtung, reine dunkelhärtung 360 Sekunden), unter verschiedenen transluzenten Keramiken (Empress2/Cercon), in unterschiedlichen Kompositstiefen (0,5 mm und 1,0 mm) beeinflusst werden. Die Lichtintensität der Bluephase16i betrug 742 mW.

Insgesamt wurden 80 Keramikscheiben (40 Empress2 und 40 Cercon) in 1,0 mm und 2,0 mm Stärken verwendet. Diese 80 Keramikscheiben, mit einem Durchmesser von 4,0 mm, wurden konditioniert, die Cerconscheiben wurden sandgestrahlt, während die Empress2 Scheiben silanisiert wurden. Danach wurden beide Keramikarten in eine Stahlform eingespannt und hochvisköses Multilink sprint aufgebracht. Die verschiedenen Prüfkörper wurden von der Keramikseite entweder mit Licht (Bluephase16i im High Power Modus für 20 Sekunden) oder in Dunkelhärtung (360 Sekunden unter Lichtausschluß) polymerisiert. Die Durchhärtetiefe wurde gemäß ISO 4049 bestimmt. Anschließend erfolgte in Anlehnung an die DIN-EN ISO 6507-1 in 1,0 mm und 0,5 mm Schichtdicke des Befestigungskomposites die Ermittlung der Vickershärte.

Die Mediane und die 25%- und 75%- Quartile wurden für jede Prüfgruppe (n=10) ermittelt und anschließend mittels Mann-Whitney-U-Test mit $p \leq \alpha = 0,05$ verglichen. Der Einfluss der Variablen wurde mittels Error-Rates-Methode geprüft.

Vickershärte Befestigungskomposit = Multilink, Lampe = keine Lichtaktivierung

Dicke der Keramik*Messung im Kunststoff*Keramik

					Perzentile		
		Dicke der Keramik	Messung im Kunststoff	Keramik	50	25	75
Gewichtetes Mittel (Definition 1)	Vickers Haerte	1 mm Keramik	0,5 mm im Kunststoff	Empress 2	38.2187	37.6912	38.6583
				Cercon	58.8539	53.8389	62.6511
			1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	37.4536	37.0800	37.7424
				Cercon	46.1619	43.0498	49.0655
		2 mm Keramik	0,5 mm im Kunststoff	Empress 2	29.7590	29.6924	30.3693
				Cercon	38.4939	30.5114	44.3012
			1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	29.6924	29.1731	29.8592
				Cercon	34.0252	29.9263	37.6901
	Tukey-Angelpunkte	1 mm Keramik	0,5 mm im Kunststoff	Empress 2	38.2187	37.8329	38.6089
				Cercon	58.8539	55.8245	62.1359
			1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	37.4536	37.0800	37.4536
				Cercon	46.1619	43.3367	48.7090
		2 mm Keramik	0,5 mm im Kunststoff	Empress 2	29.7590	29.6924	30.2310
				Cercon	38.4939	30.7844	43.8091
			1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	29.6924	29.4284	29.8257
				Cercon	34.0252	29.9599	37.6425

Vickershärte Befestigungskomposit = Multilink, Lampe = Bluephase 16i

Dicke der Keramik*Messung im Kunststoff*Keramik

					Perzentile		
		Dicke der Keramik	Messung im Kunststoff	Keramik	50	25	75
Gewichtetes Mittel (Definition 1)	Vickers Haerte	1 mm Keramik	0,5 mm im Kunststoff	Empress 2	49.1551	46.5536	52.0143
				Cercon	49.8450	46.6884	51.0212
			1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	44.9028	43.2784	46.1625
				Cercon	46.8123	45.4040	48.7236
		2 mm Keramik	0,5 mm im Kunststoff	Empress 2	47.3439	42.6424	47.7474
				Cercon	40.4977	37.4067	46.7504
			1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	40.2868	38.3640	43.3955
				Cercon	38.3153	37.5019	39.0561
	Tukey-Angelpunkte	1 mm Keramik	0,5 mm im Kunststoff	Empress 2	49.1551	46.8123	51.6250
				Cercon	49.8450	47.0764	51.0212
			1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	44.9028	43.3367	46.0332
				Cercon	46.8123	46.5504	48.1555
		2 mm Keramik	0,5 mm im Kunststoff	Empress 2	47.3439	42.6424	47.6113
				Cercon	40.4977	37.4536	45.5245
			1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	40.2868	38.4127	43.3367
				Cercon	38.3153	37.6425	39.0059

Durchhärtetiefe Befestigungskomposit = Multilink, Lampe = keine Lichtaktivierung

Dicke der Keramik*Messung im Kunststoff*Keramik

					Perzentile		
		Dicke der Keramik	Messung im Kunststoff	Keramik	50	25	75
Gewichtetes Mittel (Definition 1)	Durchhaertetiefe [mm]	1 mm Keramik	1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	4.9550	4.7600	4.9725
				Cercon	4.8500	4.6750	4.8825
	2 mm Keramik	1,0 mm im Kunststoff		Empress 2	4.5050	4.4125	4.5300
				Cercon	4.2400	3.3400	4.9625
Tukey-Angelpunkte	Durchhaertetiefe [mm]	1 mm Keramik	1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	4.9550	4.7900	4.9700
				Cercon	4.8500	4.7000	4.8700
	2 mm Keramik	1,0 mm im Kunststoff		Empress 2	4.5050	4.4600	4.5300
				Cercon	4.2400	3.3800	4.9600

Durchhärtetiefe Befestigungskomposit = Multilink, Lampe = Bluephase 16i

Dicke der Keramik*Messung im Kunststoff*Keramik

					Perzentile		
		Dicke der Keramik	Messung im Kunststoff	Keramik	50	25	75
Gewichtetes Mittel (Definition 1)	Durchhaertetiefe [mm]	1 mm Keramik	1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	4.7400	4.6325	4.8275
				Cercon	4.8450	4.7800	4.9400
	2 mm Keramik	1,0 mm im Kunststoff		Empress 2	3.5450	3.4400	4.0475
				Cercon	2.4150	2.0500	3.1950
Tukey-Angelpunkte	Durchhaertetiefe [mm]	1 mm Keramik	1,0 mm im Kunststoff	Empress 2	4.7400	4.6400	4.7700
				Cercon	4.8450	4.7800	4.9200
	2 mm Keramik	1,0 mm im Kunststoff		Empress 2	3.5450	3.4600	3.9900
				Cercon	2.4150	2.0500	3.0900

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass bei Keramikrestaurationen ein dualhärtender Befestigungskomposit verwendet werden sollte, um eine ausreichende Durchhärtetiefe und Vickershärte unter dicken oder sehr opaken Keramikschichten zu erreichen, um Pulpairritationen und Verfärbungen zu vermeiden.

8. Tabellarischer Anhang

8.1. Ergebnistabellen

Die folgenden Tabellen 2 und 3 zeigen die Medianwerte für die Durchhärte­tiefe und Vickershärte.

8.1.1. Durchhärte­tiefe

	Lichtaktivierung	Keramikdicke (mm)	Empress2	Cercon
Multilink Sprint	0	1	5.0	4.9
	0	2	4.5	4.2
	1	1	4.7	4.9
	1	2	3.6	2.4

Tab. 2: Durchhärte­tiefe (Prinzip Median) in mm für Lichtaktivierung (1=ja/0=nein) Keramikdicke in 1,0 mm oder 2,0 mm für die Keramikarten Empress2 und Cercon.

8.1.2. Vickershärte

	Lichtaktivierung	Keramikdicke (mm)	Komposit-schichtdicke(mm)	Empress2	Cercon
Multilink Sprint	0	1	0.5	38.2	58.9
	0	1	1.0	37.5	46.2
	0	2	0.5	29.8	38.5
	0	2	1.0	29.7	34.0
	1	1	0.5	49.2	49.9
	1	1	1.0	44.9	46.8
	1	2	0.5	47.3	40.5
	1	2	1.0	40.3	38.3

Tab.3: Vickershärte (Prinzip Median) für Lichtaktivierung (1=ja/0=nein) in den Komposit­schicht­stärken 1,0 mm oder 0,5 mm für die Keramikarten Empress2 und Cercon unter den Keramik­dicken 1,0 mm und 2,0 mm.

8.2. Signifikanztabellen

8.2.1. Lichtaktivierung vs. keine Lichtaktivierung

Befestigungszement	Keramikart	Keramikdicke	Kompositdicke (mm)	Lichtaktivierung	
				Keine vs. Bluephase16i (20 s, HIP-Modus)	
				HVN	DHT
Multilink sprint	2	1	0.5	0.000	n.s.
	2	1	1	0.000	
	2	2	0.5	0.000	0.001
	2	2	1	0.000	
	3	1	0.5	0.005	n.s.
	3	1	1	n.s.	
	3	2	0.5	n.s.	0.001
	3	2	1	0.023	

Tab. 4: Vergleich der Lichtaktivierung (Bluephase16i; 20 Sekunden) und Dunkelhärtung (360 Sekunden) in Abhängigkeit von Keramikart (2=Empress2; 3=Cercon), Keramikdicke (1=1,0 mm; 2=2,0 mm) und Kompositdicke (1=1,0 mm; 0,5=0,5 mm), Vickershärte HVN (n.s.= nicht signifikant), Durchhärte tiefe DHT (n.s.=nicht signifikant)

8.2.2. Vergleich Keramikdicken gegeneinander

Befestigungszement	Lichtaktivierung	Keramikart	Kompositdicke (mm)	Keramikdicke	
				1,0 mm vs. 2,0 mm	
				HVN	DHT
Multilink Sprint	0	2	0.5	0.000	0.002
	0	2	1	0.000	
	0	3	0.5	0.000	n.s.
	0	3	1	0.000	
	1	2	0.5	0.043	0.000
	1	2	1	0.003	
	1	3	0.5	0.015	0.000
	1	3	1	0.000	

Tab. 5: Vergleich der Keramikarten (2=Empress2; 3=Cercon), mit/ohne Lichtaktivierung (0=keine Lichtaktivierung; 1=Lichtaktivierung), Kompositdicke (1=1,0 mm; 0,5=0,5 mm)

8.2.3. Keramikarten gegeneinander

Befestigungszement	Lichtaktivierung	Keramikdicke	Kompositdicke (mm)	Keramikart	
				Empress2 vs. Cercon	
				HVN	DHT
Multilink Sprint	0	1	0.5	0.000	n.s.
	0	1	1	0.000	
	0	2	0.5	0.015	n.s.
	0	2	1	0.002	
	1	1	0.5	n.s.	0.015
	1	1	1	0.035	
	1	2	0.5	n.s.	0.005
	1	2	1	n.s.	

Tab. 6: Vergleich der Keramikarten Empress2 und Cercon, mit/ohne Lichtaktivierung (1=Lichtaktivierung; 0=keine Lichtaktivierung), Kompositdicken (1=1,0mm; 0,5=0,5mm) und den Keramikdicken (1=1,0 mm; 2=2,0 mm)

8.2.4. Kompositdicken gegeneinander (unabhängig)

Befestigungszement	Lichtaktivierung	Keramikart	Keramikdicke (mm)	Kompositschichtdicke
				0,5 mm vs. 1,0 mm
				HVN
Multilink Sprint	0	2	1	n.s.
	0	2	2	n.s.
	0	3	1	0.001
	0	3	2	n.s.
	1	2	1	0.001
	1	2	2	0.004
	1	3	1	n.s.
	1	3	2	n.s.

Tab. 7: Vergleich der Kompositschichtdicken (1=1,0mm; 0,5=0,5mm) unabhängig, mit/ohne Lichtaktivierung (0=keine Lichtaktivierung; 1=Lichtaktivierung), Keramikart (2=Empress2; 3=Cercon) mit verschiedenen Keramikdicken (1=1,0mm; 2=2,0mm)

8.2.5. Komposittdicken gegeneinander (abhängig – Wilcoxon)

Befestigungszement	Lichtaktivierung	Keramikart	Keramikdicke (mm)	Kompositschichtdicke
				0,5 mm vs. 1,0 mm
				HVN
Multiink Sprint	0	2	1	n.s.
	0	2	2	n.s.
	0	3	1	0.005
	0	3	2	0.015
	1	2	1	0.013
	1	2	2	0.005
	1	3	1	n.s.
	1	3	2	0.047

Tab. 8: Vergleich der Kompositschichtdicken (0,5=0,5mm; 1=1,0mm) abhängig, mit/ohne Lichtaktivierung (0=keine Lichtaktivierung; 1=Lichtaktivierung), Keramikarten (2=Empress2; 3=Cercon) mit verschiedenen Keramikdicken (1=1,0mm; 2=2,0mm)

9. Materialliste

- M 1 Cercon (Cercon base coloured LOT 20023697 / Dentin Cercon Ceram Kiss DA 3,5 LOT 40276 / Schneide Cercon Ceram Kiss S3 LOT 24915)
- M 2 IPS – Empress II, Layering technique, Farbe A300, Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, LOT F60710
- M 3 IPS Keramikätzgel, Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, LOT G13424
- M 4 Monobond S, Syntac Adhesive System, Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, LOT 08933
- M 5 Multilink sprint, Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, LOT J11950
- M 6 Bluephase, Fa. Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, Ser. Nr. 1537424
- M 7 Frasaco Universalstreifen, Fa. Franz Sachs & Co, Tett nang, Germany
- M 8 Digitales Mikrometer, 293-101, Fa. Mitutoyo, Tokio, Japan
- M 9 EPO THIN, Fa. Bühler, Lake Bluff, IL., USA
- M 10 Carbimet (Nassschleifpapier Körnungen 240/600/1000), Fa. Bühler UK LTD., Coventry England
- M 11 Motopol, Fa. Bühler UK LTD., Coventry England, Ser. Nr. 433MH328
- M 12 HU – Messkopf, Fa. Zwick, Ulm, Germany
- M 13 Universal Härteprüfgerät, 14040, Fa. Zwick, Ulm, Germany, Ser. Nr. 123418/99

M 14 SPSS/PC – Software, Version 5.0 für Windows, SPSS, Chicago, IL, USA

10. Literaturverzeichnis

1. 3M ESPE. Elipar FreeLight 2®, LED-Polymerisationsgerät Technisches Produktprofil. 2003.
2. Abo-Hammar S.E., Federlin M., Hiller K.-A., Friedl K.-H., Schmalz G. Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dent Mater* 21: 794-803, 2005.
3. Asmussen E., Peutzfeld A. Light-emitting diode curing: Influence on selected properties of resin composites. *Quintessence Int* 34: 71-5, 2003.
4. Asmussen E., Peutzfeld A. Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci* 111: 277-9, 2003.
5. Baharav H., Abraham D., Cardash H.S., Helft M. Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. *J Oral Rehabil* 15: 167-72, 1988.
6. Bala O., Üctasli M.B., Tüz M.A. Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Oper Dent* 30: 69-74, 2005.
7. Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in privat dental offices. *J Am Dent Assoc* 125: 992-6, 1994.
8. Bartnig K. Prüfung hochpolymerer Werkstoffe - Prüfmethoden und Grundlagen. München/Wien: Carl Hanser Verlag, 1977.
9. Bärwald R. In-vitro Untersuchungen zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen. 2005. Marburg, Zahnmedizin. Dissertation
10. Bärwald R., Sonntag D., Kook K., Stachniss V. In-vitro-Untersuchung zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen. *DZZ* 61: 456-65, 2006.
11. Benett A.W., Watts D.C. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation time. *Dent Mater* 20: 72-9, 2004.
12. Benz C., Maschinski G. Lexikon Zahnmedizin Zahntechnik. München: Urban&Fischer Verlag, 2000.
13. Besek M., Mörmann W.H., Persi C., Lutz F. Die Aushärtung von Komposit unter Cerec-Inlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 105: 1123-8, 1995.
14. Blackman R, Barghi N, Duke E. The influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cements. *J Prosthet Dent* 63: 295-300, 1990.

15. Bouschlicher M., Heiner A. Polymerization shrinkage force with xenon short arc or QTH photoillumination. *J Dent Res* 80. 2001
16. Bouschlicher M.R., Rueggeberg F.A., Wilson B.M. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent* 29: 698-704, 2004.
17. Bowen R.L. Dental composites / glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res* 6: 44-9, 1992.
20. Breeding L.C., Dixon D.L., Caughman W.F. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent* 65: 512-8, 1991.
21. Breustedt A., Lenz E. *Stomatologische Werkstoffkunde*. Leipzig: Johann Ambrosius Barth Verlag, 1985.
22. Brodbelt RHW, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res* 59: 70-5, 1980.
23. Burtscher P., Salz U., Rheinberger V. Curing ability of a plasma lamp. *J Dent Res* 79. 2000.
24. Burtscher P. RV. Efficiency of LED lights in comparison to halogen lamps. *J Dent Res* 81. 2002.
25. Cardash H.S., Baharav H., Pilo R., Ben-Amar A. The effect of porcelain colour on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent* 69: 620-3, 1993.
26. Chan K.C., Boyer D.B. Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res* 3: 476-80, 1989.
27. Caughman W.F., Chan D.C.N., Rueggeberg F.A. Curing potential of dual polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J. Prosthet Dent*. 85: 479-84, 2001.
28. Danesh G., Davids H., Kaup M., Dammaschke T., Reinhardt K.-J., Ott K. Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 161-5, 2001.
29. DeWald J.P., Ferracane J.L. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 66: 727-30, 1987.
30. DIN Deutsches Institut für Normung. *DIN Taschenbuch 267 Zahnheilkunde Werkstoffe*. 1.Auflage ed. Berlin: Beuth Verlag, 1997.
31. Domke W. *Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung*. 10. Auflage ed. Berlin: Cornelsen Verlag, 1986.
32. Ducksworth J., Huget E., Swords R., Turner E.W. Effects of curing on a flowable resin composite. *J Dent Res* 80. 2001.

33. Dulik D.M. Evaluation of Commercial and Newly-synthesized Amine Accelerators for Dental Composites. *J Dent Res* 58: 1308-16, 1979.
34. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen based light-curing units. *J Am Dent Assoc* 133: 335-41, 2002.
35. Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 6.Auflage ed. Heidelberg: Dr. Alfred Hüthig Verlag, 1996.
36. Eliades G.C., Vougiouklakis G.J., Caputo A.A. Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater* 3: 19-25, 1987.
37. Ergle J.W., Rueggeberg F.A. Composite depths of cure using a variety of curing sources. *J Dent Res* 79, 812-817. 2000.
38. Ernst C.-P., Schauer F., Willershausen B. Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (II)-Dauerbelastungstest und Emissionsspektrenanalyse von netzbetriebenen Lichtpolymerisationsgeräten. *Acta Med Dent Helv* 1: 64-9, 1996.
39. Ernst C.-P., Schauer F., Willershausen B., Hickel R. Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (I)-Vergleich anhand von Kompositpolymerisationstiefen. *Acta Med Dent Helv* 1, 58-63 (1996). *Acta Med Dent Helv* 1: 58-63, 1996.
40. Ernst C.P. Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation - State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken, Teil II. *ZWR* 309-18, 2002.
41. Ernst C.P. Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation - State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken, Teil I. *ZWR* 5: 239-48, 2002.
42. Ernst C.P., Ermer S., Stender E., Willershausen B. Härtemessungen an einem lichthärtenden Befestigungskompomer. *Dtsch Zahnarztl Z* 53: 522-7, 1998.
43. Ernst C.P., Heimeier I., Stender E., Willershausen B. Härtemessung zur Ermittlung der maximalen Kompositschichtstärke von Klasse II - Füllungen bei Polymerisation von okklusal. *Dtsch Zahnarztl Z* 55: 139-44, 2000.
44. Ernst C.P., Meyer G.R., Müller J., Stender E., Ahlers M.O., Willershausen B. Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7mm. *J Adhes Dent* 6: 141-50, 2004.
45. Ernst C.P., Scheiblich M., Willershausen B. Depth of cure of a new blue LED curing device. *J Dent Res* 80, 252. 2001.
46. Ernst C.P., Ziegler B., Willershausen B. Depth of cure of a new soft-start polymerization unit. *J Dent Res* 80, 197. 2001.
47. Fan P.L., Schumacher R.M., Azzolin K., Geary R., Eichmiller F.C. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc* 133: 429-34, 2002.

48. Feilzer AJ, Dooren LH, deGee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 103: 322-6, 1995.
49. Finger W. Begriffsbestimmungen der Werkstoffkundefürprüfungen. In: Eichner K., ed. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Heidelberg: Dr. Alfred Hüthig Verlag, p. 385-397, 1996.
50. Fowler C.S., Swartz M.L., Moore B.K. Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper Dent* 19: 47-52, 1994.
51. Gordon J., Christensen G.J. The light-curing mania. *J Am Dent Assoc* 135: 461-3, 2004.
52. Hahn R., Löst C. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzäh Hochleistungskeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 47: 659-64, 1992.
53. Hansen E.K., Asmussen E. Visible light-curing-units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand* 55: 162-6, 1997.
54. Hansen EK, Asmussen E. Visible light-curing units: Correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand* 55: 162-6, 1997.
55. Harrington E. WHJSAC. Light activated restorative materials: a method of determining effective radiation times. *J Oral Rehabil* 23: 210-8, 2009.
56. Hasegawa E.A., Boyer D.B., Chan D.C.N. Hardening of dual-cured cements under composit resin inlays. *J Prosthet Dent* 66: 187-92, 1991.
57. Hausner H. Oxidkeramik. In: Scholze H., ed. *Keramik, Teil 2 Keramische Werkstoffe*. Berlin: Springer, p. 166-202, 1983.
58. Hickel R., Heid M., Kunzelmann K.-H., Petschelt A. Durchhärtetiefe von lichthärtenden Kompositen unter Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 47: 182-5, 1992.
59. Hickel R., Kunzelmann K.-H. *Keramikinlays und Veneers*. München Wien: Carl Hanser Verlag, 1997.
60. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabilitation* 28: 1022-8, 2001.
61. Hofmann N., Hogo B., Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetic, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 110: 471-9, 2002.
62. Hofmann N., Hugo B., Schubert K., Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig* 4: 140-7, 2000.

63. Hofmann N., Papsthart G., Hogo B., Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strenght, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *J Oral Rehabil* 28: 1022-8, 2001.
64. Ibsen R.L. One-appointment technic using an adhesive composite. *Dent Surv* 49: 30-2, 1973.
65. Ilie N., Kunzelmann K.-H., Hickel R. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Dtsch Zahnarzt Z* 60: 321-34, 2005.
66. ISO- Standards. ISO/TS 10650:Dental equipment - Powered polymerization activators. 1999.
67. ISO-Standards. ISO 4049 Dentistry - polymer-based filling,restorative and luting materials, Geneve : International Organization for Standardization. 2000.
68. Janda R. Kleben und Klebetechniken. Teil 1: Allgemeine Prinzipien der Klebetechnik. *Dent Labor* 40: 409 ff, 1992.
69. Janda R., Roulet J.-F., Wulf M., Tiller H.-J. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater* 19: 567-73, 2003.
70. Jandt K.D., Mills R.W., Blackwell G.B., Ashworth S.H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 16: 41-7, 2000.
71. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig* 5: 156-61, 2001.
72. Jung H., Friedl K.-H., Hiller K.-A., Furch H., Bernhart S., Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Operative Dentistry* 31-1: 68-77, 2006.
73. Jung H., Friedl K.-H., Hiller K.-A., Haller A., Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig* 5: 156-61, 2001.
74. Kamada K., Yoshida K., Atsuta M. Early bond strength and durability of bond between a ceramic material and chemically-cured or dual-cured resin luting agent. *Am J Dent* 14: 85-8, 2001.
75. Kamada K., Yoshida K., Atsuta M. Early bond strength and durability of bond between a ceramic material and chemically-cured or dual-cured resin luting agent. *Am J Dent* 14: 85-8, 2008.
76. Kleverlaan C.J., de Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur J Oral Sci* 112: 84-8, 2004.

77. Knezevic A., Tarle Z., Meniga A., Sutalo J., Pichler G., Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composit resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil* 28: 586-91, 2001.
78. Komine F., Tomic M., Gerds T., Strub J.R. Influence of different adhesive cements on the fracture strength of aluminium oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent* 92: 359-64, 2004.
79. Laeis W. Einführung in die Werkstoffkunde der Kunststoffe. München: Carl Hanser Verlag, 1972.
80. Latta M.A., Stanislav C.M., Barkmeier W.W. Polymerization conversion of composite resins using different curing devices. *J Dent Res* 79. 2000.
81. Lekka M.P., Papagiannoulis L., Eliades G.C., Caputo A.A. A comparative in vitro study of visible light-cured sealants. *J Oral Rehabil* 16: 287-99, 1989.
82. Leloup G., Holvoet P.E., Bebelmann S., Devaux J. Ramen scattering determination of the depth of cure of light activated composites: influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil* 29: 510-5, 2002.
83. Leung R.L., Adishian S.R., Fan P.L. Postirradiation comparison of photoactivated composite resins. *J Prosthet Dent* 54: 645-9, 1985.
84. Lutz F., Krejci I., Frischknecht A. Lichtpolymerisation- Grundlagen und Praxistips für die korrekte Anwendung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102: 575-82, 1992.
85. Lutz F., Krejci I., Frischknecht A. Lichtpolymerisationsgeräte. Gerätentypen, Funktionsweise, Desinfektion und technischer Unterhalt. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102: 565-72, 1992.
86. Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 48: 229-36, 1993.
87. Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. München; Wien: Carl Hanser Verlag, 1993.
88. Meniga A., Knezevic Z., Tarle Z., Sutalo J., Pichler G. Blue superbright LED's as an alternative to soft-start halogen curing units. *J Dent Res* 77: 685, 1998.
89. Meyer G.R., Ernst C.P., Willershausen B. Decrease in power output in new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent* 4: 197-204, 2002.
90. Mills R.W., Uhl A., Blackwell G.B., Jandt K.D. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 23: 2955-63, 2002.
91. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH . Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode (LED) technology. *Br Dent J* 168: 388-91, 1999.

92. Munksgaard E.C., Peutzfeld A., Asmussen E. Elution of TEG-DMA and Bis-GMA from a resin composite cured with halogen and plasma light. *Eur J Oral Sci* 108: 341-5, 2000.
93. Neumann M.G., Miranda Jr.W.G., Schmitt C.C., Rueggeberg F.A., Correa I.C. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* 33: 525-32, 2005.
94. Oberholzer T.G., Grobler S.R., Pameijer C.H., Hudson A.P.G. The effects of light intensity and method of exposure on the hardness of four light-cured dental restorative materials. *Int Dent J* 53: 211-5, 2003.
95. Ozyesil A.G., Usumez A., Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 91: 151-7, 2004.
96. Park Y.J., Chae K.H., Rawls H.R. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater* 15: 120-7, 1999.
97. Park Y.J., Kim S.S., Cho Y.S., Lee C.K., Noh B.D. Curing units ability to cure restorative composites and dual-cured composite cements under composite overlay. *Oper Dent* 29: 627-35, 2004.
98. Peutzfeld A. Correlation between recordings obtained with a light-intensity tester and degree of conversion of a light-curing resin. *Scand J Dent Res* 102: 73-5, 1994.
99. Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements : in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume and light curing. *Acta Odontol Scand* 53: 29-34, 1995.
100. Peutzfeldt A. Indirect resin and ceramic systems. *Oper Dent Supplement* 6: 153-76, 2001.
101. Peutzfeldt A., Sahafi A., Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 16: 330-6, 2000.
102. Pilo R., Oelgiesser D., Cardash H.S. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent* 27: 235-41, 1999.
103. Price R.B.T., Felix C.A., Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing light. *Biomaterials* 25: 4465-77, 2004.
104. Pröbster L. Sind vollkeramische Brücken und Kronen wissenschaftlich anerkannt? Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZPW. *Dtsch Zahnarztl Z* 56: 575-6, 2001.
105. Rahiotis C., Kakaboura A., Loukidis M., Vougiouklakis G.J. Curing efficiency of various types of light curing units. *Eur J Oral Sci* 112: 89-94, 2004.

106. Rasetto F.H., Driscoll C.F., Prestipino V., Masri R., von Fraunhofer J.A. Light transmission through all-ceramic dental materials:a pilot study. *J Prosthet Dent* 91: 441-6, 2004.
107. Rasetto F.H., Driscoll C.F., von Fraunhofer J.A. Curing efficiency of resin polymerized through veneers with various lights. *J Dent Res* 80, 253. 2001.
108. Rasetto F.H., Driscoll C.F., von Fraunhofer J.A. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *J Prosthet Dent* 10: 133-9, 2001.
109. Roberts S.B., Puckett A.D., Inman C.C., Fitchie J.G. Comparison of a plasma-arc and conventional halogen light-curing units. *J Dent Res* 79,147. 2000.
110. Rose E.E., Lal J., Green R., Cornell J. Direkt resin filling materials: coefficient of thermal expansion and water sorption of polymethyl methacrylate. *J Dent Res* 34: 589-96, 1995.
111. Rueggeberg F.A., Caughman W.F., Curtis Jr.J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composites. *Oper Dent* 19: 26-32, 1994.
112. Rueggeberg F.A., Craig R.G. Correlation of Parameters used to estimate Monomer Conversion in a light-cured Composite. *J Dent Res* 67: 932-7, 1988.
113. Rueggeberg F.A., Twiggs S.W., Caughman W.F., Khaotia S. Effect of photoinitiator level on properties of a light cured and post-cure heated model resin system. *Dent Mater* 13: 360-4, 1997.
114. Schmalz G., Federlin M., Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 197-208, 1994.
115. Schmalz G., Federlin M., Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaption of class II ceramic Inlay. *J Prosthet Dent* 73: 392-9, 1995.
116. Shortall A.C., Wilson H.J., Harrington E. Depth of cure of radiation activated composite restoratives - Influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil* 22: 337-42, 1995.
117. Shortall AC, Harrington E. Effect of light intensity on polymerization of three composite resins. *Eur J Prosthodont Res Dent* 4: 71-6, 1996.
118. Soh M.S., Yap A.U.J., Siow K.S. Comparative depth of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent* 29: 9-15, 2004.
119. Soh MS, Yap AU, Siow KS. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Oper Dent* 28: 371-7, 2003.
120. Stewardson D.A., Shortall A.C., Harrington E., Lumley P.J. Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activated unit. *Biomaterials* 32: 643-51, 2004.

121. Stoll R., Kook K., Kunzelmann K.H., Zöfel P., Stachniss V. Influence of a high-speed polymerization method on the marginal integrity of composite fillings in class-II-cavities. *Clin Oral Investig* 4: 42-9, 2000.
122. Tanioli M., Bouschlicher M., Rueggeberg D., Mettenburg D. Depth of cure with QTH and plasma arc curing lights. *J Dent Res* 80. 2001.
123. Tanioli M., Bouschlicher M., Rueggeberg D., Mettenburg D. Depth of cure comparison of LED, plasma arc and QTH curing lights. *J Dent Res* 81. 2002.
124. Thormann J., Lutz F. Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten II: Stand 1998. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 109: 1299-312, 1999.
125. Thormann J., Lutz F. Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten I: Prüfungsprotokoll. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 109: 1191-7, 1999.
126. Tsai P.C., Meyers I.A., Walsh L.J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 20: 364-9, 2004.
127. Tsai P.C.L., Meyers I.A., Walsh L.J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 20: 364-9, 2004.
128. Uctasli S., Hasanreisoglu U., Wilson H.J. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J Oral Rehabil* 21: 565-75, 1994.
129. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 24: 1809-20, 2003.
130. Uhl A., Mills R.W., Jandt K.D. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 24: 1795, 2003.
131. University of Hong Kong. Materials science for dentistry, 7th edition. 2002. Dissertation
132. VDI/VDE Richtlinien. Härteprüfung an Kunststoffen und Gummi. Düsseldorf: Verein Deutscher Ingenieure, 1996.
133. Wang X., Sang J. Vickers hardness of hybrid composites cured by high power curing lights. *J Dent Res* 80. 2001.
134. Warren K. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. *J Oral Rehabil* 17: 327-34, 1990.
135. Watts D.C., Amer O., Combe E.C. Characteristics of visible-light-activated Composite Systems. *Br Dent J* 156: 209-15, 1984.

136. Wiggins K.M., Hartung M., Althoff O., Wastian C., Mitra S.B. Curing performance of a new-generation light-emitting diode curing unit. Dent Assoc 135: 1471-9, 2004.

11.Danksagungen

Für die freundliche Überlassung des Themas, die Anleitung zu wissenschaftlichem Arbeiten und die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen möchte ich Herrn Professor Dr. med. dent. G. Schmalz sehr herzlich danken.

Frau Dr. med. dent. A. Koch, Frau Dr. med. dent. M. Kröger und Frau Dr. med. dent. S. Wiesbauer gebührt mein ganz besonderer Dank für Ihre konstruktive Betreuung sowie die Zusammenarbeit bei der Erstellung der vorliegenden Arbeit.

Herrn Dipl.-Math. Dr. K.-A. Hiller möchte ich aufrichtig für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung und die geduldige Beantwortung vieler banaler Fragen danken.

Herrn Dr. M. Hartung von der Firma 3M-Espe in Seefeld danke ich für das Emissionsspektrum der Bluephase16i.

Für die Überlassung der Laboreinrichtung und die wertvollen Ratschläge bei der Probenkörperherstellung möchte ich den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik meinen herzlichen Dank aussprechen.

Ganz besonders möchte ich mich bei meinen Eltern für die Freistellung der Studienwahl bedanken. Bei allen Vorhaben haben sie mich maximal, sowohl finanziell als auch emotional, unterstützt.

12. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Christoph Hasenberger

Adresse: Martinstödl 13
84385 Egglham

Geburtsdatum: 02.10.1981

Geburtsort: Pfarrkirchen

Ausbildung:

Seit Oktober 2008 Zahnarzt Praxis Drs. Kasper Eggenfelden

2002-2008 Studium an der Universität Regensburg

2001-2002 Zivildienst Krankenhaus Pfarrkirchen

1992-2001 Gymnasium Pfarrkirchen

1988-1992 Grundschule Amsham/Peterskirchen